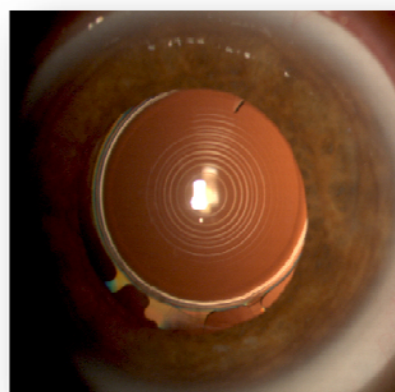
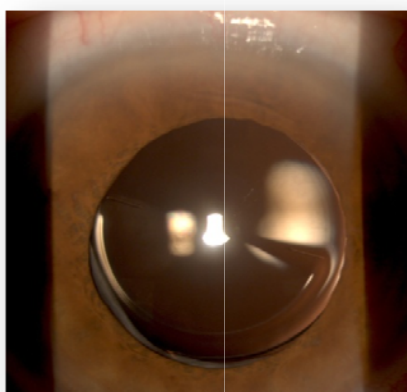




MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

TREBALL FINAL DE MÀSTER

ANÁLISIS COMPARATIVO DE LENTES INTRAOCULARES MULTIFOCALES Y TRIFOCALES EN IMPLANTACIÓN BILATERAL SIMÉTRICA, UN MES DESPUÉS DE LA INTERVENCIÓN



ANA RODRÍGUEZ VALENCIA

GENÍS CARDONA TORRADEFLOT

DEPARTAMENT D'ÒPTICA I OPTOMETRIA DE LA UPC

30 de enero de 2013



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

El Sr. Genís Cardona Torradeflot, com a director del treball

CERTIFICA

Que la Sra. Ana Rodríguez Valencia ha realitzat sota la seva supervisió el treball '*Análisis comparativo de lentes intraoculares multifocales y trifocales en implantación bilateral simétrica, un mes después de la intervención*' que es recull en aquesta memòria per optar al títol de màster en optometria i ciències de la visió.

I per a què consti, signo aquest certificat.

Sr/Sra.....

Director del treball

Terrassa, 30 de Gener de 2013



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

ANÁLISIS COMPARATIVO DE LENTES INTRAOCULARES MULTIFOCALES Y TRIFOCALES EN IMPLANTACIÓN BILATERAL SIMÉTRICA, UN MES DESPUÉS DE LA INTERVENCIÓN

Propósito: El objetivo del presente trabajo es la valoración de los resultados visuales obtenidos tras la implantación de dos tipos de lentes intraoculares de novedoso diseño óptico y reciente aparición en el mercado.

Metodología: Se analizan los resultados pre y postoperatorios de 14 ojos implantados con dos tipos de lentes multifocales: la refractiva Mplus y la difractiva trifocal FineVision. Los parámetros evaluados fueron los factores influyentes en la calidad visual: la agudeza visual (AV) en lejos, intermedia y cerca, con y sin corrección; la sensibilidad al contraste en condiciones fotópicas, mesópicas y deslumbamiento; la estereoagudeza y la valoración de la satisfacción visual, así como los valores objetivos de calidad óptica medidos con el dispositivo OQAS.

Resultados: El estudio engloba un total de 14 ojos de 14 sujetos, 6 hombres y 8 mujeres. Se ha encontrado una mejora en la AV cc post cirugía para los dos tipos de lentes. Los resultados no muestran diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la estereopsis y sensibilidad al contraste entre ambas lentes, así como entre pre y post cirugía. Por otra parte, se observó una estrecha relación entre la presencia de halos y *glare* y los valores de OQAS (MTF y OQAS Values 100%).

Conclusiones: El implante de ambas lentes multifocales con nuevos diseños refractivo y difractivo de gran actualidad en el mercado de la oftalmología han dado lugar a resultados positivos que aseguran una satisfacción visual al mes de la intervención. Gracias a su novedosa óptica, inducen una baja incidencia de fenómenos fóticos, sin pérdidas significativas de sensibilidad al contraste, así como una excelente visión en lejos, intermedia y cerca.

ÍNDICE

1.- INTRODUCCIÓN.....	3
2.- MARCO TEÓRICO.....	6
2.1.- Corrección de la presbicia, los inicios	6
2.2.- Conceptos principales.....	7
2.2.1.- Asfericidad y esfericidad	
2.2.2.- Toricidad	
2.2.3.- Multifocalidad	
2.3.- Lentes intraoculares.....	9
2.3.1.- Lentes intraoculares monofocales	
2.3.2.- Lentes intraoculares multifocales	
2.3.2.- Lentes intraoculares acomodativas	
2.4.- Parámetros de la función visual con LIOs.....	16
2.4.1.- Agudeza visual	
2.4.2.- Sensibilidad al contraste	
2.4.3.- Estereopsis	
2.4.4.- Calidad de la imagen retiniana	
3.- OBJETIVOS.....	24
4.- MATERIALES Y MÉTODOS.....	25
4.1.- Selección de la población.....	25
4.2.- Instrumentación.....	25
4.2.1. Test de agudeza visual	
4.2.2. Test de sensibilidad al contraste	
4.2.3. Test de estereopsis	
4.2.4. OQAS	
4.2.5. Cuestionario de satisfacción visual	
4.3.- Lentes intraoculares del estudio.....	33
4.3.1.- Multifocal refractiva Mplus	
4.3.2- Multifocal difractiva trifocal FineVision	
4.4.- Metodología.....	38
4.4.1. Descripción	
4.4.2. Análisis estadístico	

5.- RESULTADOS.....	41
5.1. Descripción de la muestra.....	41
5.2. Descripción de los resultados obtenidos.....	42
 6.- DISCUSIÓN.....	 48
7.- CONCLUSIÓN.....	52
8.- FUTUROS TRABAJOS.....	53
9.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	54
10.- COMUNICACIONES A CONGRESOS.....	58

1. INTRODUCCIÓN

Son muchas las intervenciones quirúrgicas realizadas con la técnica de facoemulsificación y posterior implante de lente intraocular (LIO) en la población de avanzada edad. La primera intervención de lente intraocular, realizada por Sir Harold Ridley en 1949, supuso un logro para la recuperación visual en pacientes afectados de cataratas. En relativamente pocos años se ha logrado un avance excepcional en la llamada cirugía facorrefractiva. Hoy en día prácticamente se puede asegurar un excelente resultado visual gracias a la implantación de lentes de gran calidad, al imponente progreso en el estudio del ojo y su instrumentación, al control del astigmatismo y a muchos años de experiencia de los profesionales.

Actualmente existe un importante crecimiento de la población, debido a un aumento de la misma a principios del siglo pasado por la disminución de la mortalidad infantil y la elevada natalidad. Si a esto le sumamos un aumento en la esperanza de vida, nos podemos hacer una idea de la suma de población que se verá afectada por la llamada presbicia o vista cansada, así como por la aparición de cataratas. Además, en la actualidad, con el imparable uso del ordenador y la necesidad de trabajar en distancias próximas, son cada vez más los pacientes presbíteros que optan por una corrección visual exenta del uso de gafas y que, al mismo tiempo, les proporcione una buena calidad visual.

Con los nuevos avances tecnológicos encontramos en el mercado oftalmológico un número y variedad considerable de LIOs para corregir no solo la pérdida de visión por cataratas, sino también la presbicia. De ésta manera, podemos subdividir las lentes en dos grandes grupos: monofocales y multifocales, siendo muchas las opciones para conseguir la multifocalidad. No debemos olvidar, por su parte, la existencia de las lentes acomodativas, que persiguen asimilarse a la función visual del cristalino natural. Por lo general, las lentes con más de un foco tienen como objetivo reducir o eliminar los efectos de la presbicia, evitando así el uso de gafas para visión próxima y/o intermedia.

Las lentes monofocales proporcionan una buena calidad visual únicamente en lejos, dejando al margen una visión nítida en cerca y distancia intermedia, al estar muy limitada la profundidad de foco. En ocasiones, la adaptación de lentes monofocales aprovecha la técnica de la monovisión, dónde la persona obtiene una visión nítida en lejos y en cerca, pero no en distancias intermedias. Además, se ha comprobado que la monovisión perjudica la visión binocular y la estereopsis (Evans, 2007).

Al contrario, como su nombre indica, las lentes multifocales proporcionan varios focos. Estos focos deben ser proyectados en la retina, es decir, el sistema visual recibe simultáneamente distintas imágenes, de manera que el cerebro tiene que ser capaz de adaptarse y seleccionar la imagen que quiere en ese momento, suprimiendo la no deseada. De esta manera el paciente podrá ver nítidamente en visión cercana, intermedia y de lejos. Un concepto parecido pero que no debemos confundir sucede en la monovisión, explicada anteriormente, dónde cada ojo enfoca una distancia: lejos o cerca, es decir, llega una única imagen a la retina para cada ojo y no varias.

Dentro de las LIOs multifocales podemos optar por diferentes geometrías, como son las refractivas y difractivas. En las lentes refractivas existen varias zonas concéntricas con diferentes índices de refracción y, por lo tanto, distintas potencias. Por otro lado, las lentes difractivas utilizan los principios ópticos de la difracción y la refracción para formar dos puntos focales independientes, de lejos y de cerca. Su diseño consta de una superficie refractiva con un índice de refracción determinado, en la que están tallados unos escalones difractivos. El efecto bifocal se consigue provocando la formación simultánea de un foco de lejos (efecto refractivo) y uno de cerca (efecto difractivo). Así, en una misma lente, cuanto mayor sea la altura de dichos escalones, mayor será la adición en cerca (Muñoz et al, 2009).

Las lentes trifocales obtienen tres distancias focales en una sola lente (lejos, intermedia y cerca). La óptica de este tipo de lentes, en las que se incluye FineVision (MedicalMix S.L., Barcelona), presenta una convolución de la superficie anterior difractiva. Así, mediante la variación de la altura de los escalones difractivos de la lente se regula la cantidad de luz distribuida a los puntos de visión de cerca, intermedia y de lejos, que a su vez depende del diámetro pupilar (Voskresenskaya, 2010).

Finalmente, las lentes acomodativas presentan un solo punto focal variable. Éstas han sido diseñadas con una mecánica similar a la naturaleza del cristalino, es decir, enfocan aquellos objetos que se deseen ver gracias a la acción del mismo músculo ciliar que hace que el cristalino acomode.

Existen varios factores que influyen en la calidad visual obtenida tras la intervención de cataratas. Normalmente el profesional termina valorando el resultado visual a través de la agudeza visual (AV), dónde se analiza la capacidad del sistema visual para detectar, reconocer o resolver detalles espaciales, en un test de alto contraste y con un buen nivel de iluminación. Sin embargo, para evaluar el resultado de la adaptación también deben valorarse otros factores, como la sensibilidad al contraste (SC), estereopsis, deslumbramientos, presencia de halos, etc., que pueden influir negativamente en la calidad visual y satisfacción del paciente, si bien en ocasiones no se les da la misma importancia que la agudeza visual en el momento de determinar el éxito final de una implantación de LIO.

La literatura ofrece muchos estudios comparativos de la calidad visual objetiva y subjetiva con lentes multifocales. Sin embargo, son menos abundantes, por su reciente aparición, los trabajos de investigación abordando lentes trifocales y comparándolas con diseños más tradicionales de rendimiento ya conocido.

El objetivo del presente trabajo es valorar los resultados visuales obtenidos con dos tipos de lentes novedosas disponibles actualmente en el mercado: lentes multifocales (Mplus) y trifocales (FineVision). Para cada tipo de lente, adaptada de forma bilateral y simétrica, un mes tras la intervención, se valora la AV, la SC en condiciones fotópicas, escotópicas y de deslumbramiento, la estereopsis, la presencia de halos y deslumbramiento, así como la independencia de gafas a varias distancias de observación. Igualmente, y como complemento de los resultados subjetivos, se emplea el dispositivo OQAS (Visiometrics S.L., Terrassa), que nos proporciona valores

objetivos de diferentes parámetros que caracterizan la calidad óptica del ojo y la difusión intraocular.

Así, el presente estudio tiene como finalidad principal aportar datos informativos, tanto objetivos como subjetivos, de las nuevas lentes empleadas en la práctica clínica oftalmológica. Los resultados del mismo serán de gran utilidad para una posterior selección de las lentes más indicadas para cada paciente, en función de sus necesidades visuales. Igualmente, es de gran relevancia obtener y analizar ciertos datos clínicos pre y post quirúrgicos en determinados ámbitos, como en las cirugías de cataratas, refractiva, etc., para conocer la eficacia de las mismas a partir de los resultados obtenidos en la práctica diaria y, en consecuencia, proporcionar mecanismos que aseguren un control más riguroso de las intervenciones. Gracias a este esfuerzo continuado se pueden afrontar nuevos retos para seguir creciendo como profesionales de la visión.

2. MARCO TEÓRICO

El siguiente capítulo pretende exponer las diferentes técnicas empleadas en el pasado para la intervención de cataratas y analizar la evolución de éstas, así como conocer los nuevos materiales, diseños y ópticas aplicadas en las nuevas lentes intraoculares con la finalidad de examinar las ventajas e inconvenientes de cada una de ellas.

2.1.- Corrección de la presbicia, los inicios.

Podemos definir a la presbicia como la condición óptica en la cual disminuye de forma irreversible el poder acomodativo debido a procesos degenerativos naturales, asociados con la edad, que comprometen principalmente el cristalino, el músculo ciliar y las zónulas. La presbicia es por lo tanto, una condición fisiológica y no patológica. Los estudios muestran una pérdida acomodativa lineal que progresa desde edades tempranas y alcanza mayor expresión después de los 45 años de edad (Anderson et al, 2008).

Aunque la presbicia se acompaña de una pérdida completa de la acomodación hacia los 50 años, la dureza del cristalino humano sigue aumentando más allá de esta edad, junto a un proceso de envejecimiento que en última instancia da lugar a cataratas. Según se van formando nuevas capas concéntricas de fibras corticales, el núcleo del cristalino experimenta una compresión y un endurecimiento (esclerosis nuclear). La modificación química y la descomposición proteolítica de las cristalininas (proteínas del cristalino) dan lugar a la formación de agregados proteínicos de alto peso molecular que alcanzan un tamaño suficiente como para ocasionar fluctuaciones bruscas del índice refractivo local del cristalino, dispersando la luz y disminuyendo la transparencia de éste, dando lugar a que adopte un tono amarillo con el paso del tiempo. Otros cambios relacionados con la edad y con la aparición de cataratas comprenden un descenso en la concentración del glutatión y del potasio y un aumento en las concentraciones de sodio y de calcio en el citoplasma de las células lenticulares (Paul et al, 2003).

En la actualidad no existe ningún método efectivo para evitar o prevenir la aparición de cataratas. Su única solución es la quirúrgica, con la extracción del cristalino cuando la catarata está formada (o antes). Actualmente esta intervención va casi siempre asociada a la implantación de una lente intraocular.

Las lentes monofocales convencionales esféricas se implantaron por primera vez en 1948 por Sir Harold Ridley en Inglaterra. Entonces se extraía toda la lente natural del ojo una vez opacificada. Mientras Ridley realizaba y explicaba una cirugía de catarata, un estudiante de medicina se extrañó que se extrajera algo del cuerpo y no se reemplazara, y así lo comentó a Sir Ridley. A partir de ahí el Dr. Ridley inició su investigación para encontrar un sustituto ideal del cristalino para ser implantado. Finalmente logró concebir una lente intraocular (LIO) como fruto de su observación de que cuando los fragmentos de acrílico (PMMA), con el que se fabricaba la cúpula de los aviones de guerra de la época, explotaban y se introducían en el ojo de los pilotos, éstos eran perfectamente tolerados. Sería por tanto el material ideal para incorporar

como un cristalino artificial por su biocompatibilidad, transparencia y facilidad para su tallado. Así el 29 de Noviembre de 1949 se realizó la primera cirugía de cataratas con implantación de lente intraocular.

No fue hasta los años 70 que aparecieron lentes más ligeras, con mejores materiales de cámara posterior y con elementos estabilizadores como los hápticos. A partir de entonces existe una destacada evolución en la llamada cirugía de facoemulsificación. Ésta técnica aporta nuevos materiales quirúrgicos, lentes plegables (permitiendo un menor tamaño de incisión) y novedosos diseños de lentes que mejoran la estabilidad y el centrado dentro del saco capsular. Se desarrollan lentes multifocales, bifocales, acomodativas, esféricas, tóricas, con incorporación de filtros amarillos, con distintos perfiles de borde, etc., conduciendo, de forma progresiva, a una mayor seguridad y comodidad al paciente.

2.2.- Conceptos principales

Con la finalidad de aproximarnos a las posibles ópticas empleadas en el diseño de las lentes intraoculares, se repasan a continuación los conceptos principales de esfericidad, asfericidad, toricidad y multifocalidad.

2.2.1.- Esfericidad y asfericidad

En un ojo fáquico humano la calidad de la imagen que llega a la retina depende principalmente de las estructuras ópticas que lo forman: la córnea y el cristalino, y de la integridad de las mismas. Las aberraciones corneales se originan principalmente en la superficie anterior de la córnea, si bien se combinan con las aberraciones del cristalino y tienen la tendencia a compensarse.

Las lentes **esféricas** son las llamadas lentes convencionales ya que su óptica es la más básica que encontramos. Los rayos incidentes marginales y paraxiales no coinciden en el plano retiniano, lo que conlleva a la formación de una aberración esférica positiva o negativa, dependiendo del sitio en el que se forme la imagen. Esta aberración impacta negativamente en la calidad visual, induciendo una disminución de sensibilidad al contraste (Ohtani et al, 2009).

La superficie de las lentes **asféricas** ha sido diseñada para eliminar y/o reducir los problemas derivados de las lentes esféricas, básicamente evitando las aberraciones tipo coma, astigmatismo y distorsión tipo barril. Igualmente, se pretende eliminar la aberración esférica positiva inducida o crear una aberración esférica negativa para así compensar la corneal (al extraer el cristalino se descompensa la aberración ocular total). Las lentes asféricas se basan en una superficie prolata (más curva en el centro y más plana en la periferia) modificada. Este hecho se traduce en la mejora de parámetros de calidad visual. Este diseño prolato puede incorporarse en la cara anterior (p. ej. AMO Tecnis) o posterior de la lente (p. ej. Alcon SN60WF), o incluso en ambas caras, neutralizando completamente las aberraciones.

Diversos estudios clínicos (Cui et al, 2009; Ohtani et al, 2009) muestran una mejora en la sensibilidad al contraste con lentes asféricas en comparación con las lentes esféricas, sobretodo en condiciones mesópicas o de poca luz.

2.2.2.- Toricidad

Con toricidad nos referimos a aquellas lentes cuya superficie óptica neutraliza el astigmatismo. El astigmatismo aparece cuando los rayos que entran al globo ocular no convergen en un único punto, sino que se forman dos imágenes perpendiculares entre sí, separadas por un intervalo horizontal y uno vertical: uno de refracción máxima y otro de refracción mínima. En la retina no se forma una imagen puntual a partir de un objeto puntual.

El astigmatismo ocular ha supuesto durante mucho tiempo un problema adicional al implante de las lentes intraoculares. Han sido varios los métodos empleados para compensarlo, como la aplicación de incisiones arcuatas o la queratectomía refractiva mediante láser excímer. Actualmente, las LIO tóricas (fig. 2.1) resuelven dicho problema sin necesidad de alterar otras estructuras como la córnea. Estas lentes han demostrado grandes resultados en ensayos clínicos multicéntricos desde su presentación en 1998, y su uso ha comenzado a generalizarse en los últimos años (Horn, 2007).

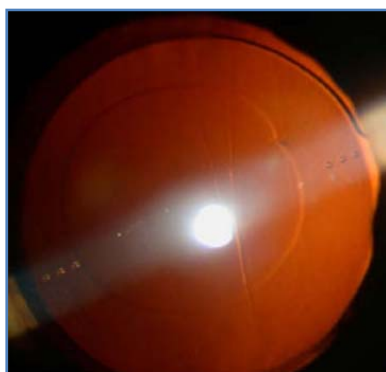


Fig. 2.1. Visualización del eje de la lente implantada. Se aprecian los puntos a ambos lados de la lente indicando el eje de la misma.
(Fuente: Zarranz et al, 2010)

2.2.3.- Multifocalidad

El significado de multifocalidad hace referencia a la capacidad de un sistema óptico de enfocar a diversos puntos. Estos puntos serán proyectados simultáneamente en la retina y, como consecuencia, el cerebro deberá adaptarse, eligiendo entre todas las imágenes producidas por los diferentes elementos ópticos del sistema. Efectivamente, cuando el sistema visual recibe simultáneamente más de una imagen, el cerebro debe seleccionar la de interés y suprimir las restantes.

El concepto multifocal puede hacer referencia a las lentes oftálmicas o de contacto, ya sean lentes bifocales (fig. 2.2) o progresivas, donde las primeras enfocan en dos

puntos (lejos y cerca) y las segundas son capaces de enfocar en múltiples puntos. El concepto también se puede aplicar a lentes intraoculares.

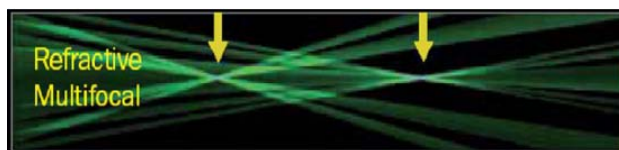


Fig. 2.2. Concepto de multifocalidad, en este caso bifocalidad.

2.3.- Lentes intraoculares

La lente intraocular (LIO) consiste en una lente artificial fabricada con materiales biocompatibles (silicona o material acrílico). Estas lentes son introducidas plegadas sobre sí mismas dentro del ojo, abriéndose a continuación hasta alcanzar su posición definitiva. Su estructura básica consta de dos partes: la zona óptica central y las zonas de apoyo (fig. 2.3). Encontramos lentes con hápticos que hacen efecto de muelle, otras con varios puntos de apoyo simultáneo, y algunas que tienen una zona de apoyo de forma rectangular, que se conoce como plato.



Fig. 2.3. Lentes con diferentes zonas de apoyo: plato (izquierda) y hápticos (derecha).
(Fuente: <http://www.amo-inc.com>)

A parte de sustituir el cristalino, la lente intraocular nos permite compensar el error refractivo que tenga el paciente. La graduación de la lente se calcula en base a unos cálculos y exploraciones minuciosas mediante un láser de interferometría óptica y aplicando unas fórmulas específicas. Por otro lado, cada cirujano aplica sus criterios en cuanto a la incisión y técnica de intervención.

2.3.1.- Lentes intraoculares monofocales

Las lentes intraoculares monofocales permiten la recuperación de la visión lejana después de la cirugía de cataratas. Estas lentes tienen el mismo poder refractivo en todas sus zonas, dando lugar a un solo foco de visión nítida, con lo que el paciente deberá usar gafas para distancias cercanas e intermedias.

En la última década las características de este tipo de lentes han evolucionado a gran velocidad, así como la técnica quirúrgica empleada para implantarlas. En un principio las lentes eran rígidas, de tamaño considerable, sin filtros y esféricas. Con los años, se ha progresado en la técnica de fabricación de materiales y en la incorporación de nuevos conceptos ópticos para mejorar la calidad de la imagen, así como un instrumental quirúrgico cada vez más seguro para el resto de estructuras oculares y con capacidad para trabajar con incisiones cada vez más pequeñas y con ello más seguras. Las lentes monofocales engloban perfiles esféricos y asféricos.

Cuando se extrae el cristalino, el ojo queda expuesto a radiaciones dañinas procedentes de la luz solar, por lo que la mayoría de las lentes actuales incorporan un filtro UV para la protección de dichas radiaciones. Además, algunas ofrecen un filtro adicional para la luz azul, con el fin de proteger al epitelio pigmentario de la retina y la mácula y prevenir condiciones patológicas como la degeneración macular asociada a la edad (DMAE) y su progresión (Shpak et al, 2012). Éstas son lentes con filtro amarillo que el paciente no percibe.

Otra evolución de las lentes monofocales se centra en su material y diseño. Actualmente se distinguen por un lado las lentes intraoculares rígidas y flexibles y por otro lado las lentes de una pieza, que se caracterizan por no tener punto de unión y presentar la porción óptica y los hápticos del mismo material. Las lentes intraoculares rígidas se fabrican de polimetilmetacrilato y suelen ser de una sola pieza. Las lentes intraoculares plegables o flexibles están compuestas de materiales tipo silicona, acrílico, hidrogel o colámero. Estas últimas son las más empeladas en la actualidad y las llamadas de última generación, ya que su implante sólo requiere de una incisión de 2.5 – 3.0 mm, frente a los 5.5 – 6.5 mm en las lentes rígidas.

La pseudoafacia con implante de lente intraocular monofocal dará lugar a una dificultad para enfocar objetos cercanos. Son varias las alternativas para restablecer un cierto grado de pseudoacomodación tras la extracción del cristalino, como podrían ser la monovisión con implante de lentes monofocales o la incorporación de lentes multifocales.

2.3.2.- Lentes intraoculares multifocales

Las LIOs multifocales aparecieron a comienzos de los años 80. El objetivo principal de estas lentes es reducir y/o eliminar la dependencia de gafas, recuperando la capacidad de enfocar a distintas distancias en aquellos pacientes intervenidos de cataratas y/o los que presentan pérdida acomodativa (presbicia).

Actualmente nos encontramos con pacientes cada vez más exigentes que buscan una excelente visión lejana, cercana e intermedia, principalmente debido al continuo trabajo con ordenador (distancias intermedias) y a distancias cercanas. Para lograr el éxito y el bienestar del paciente, una vez implantado con una LIO multifocal, es fundamental analizar detalladamente las expectativas del mismo, así como conocer de manera concreta las necesidades tanto en visión lejana, intermedia y de cerca, su tipo

de trabajo y aficiones, además de realizar los cálculos más precisos posibles para conseguir el estado refractivo postoperatorio deseado.

Son numerosos los beneficios obtenidos con estas lentes. Sin embargo, existen ciertas desventajas, que deben conocerse antes de su colocación (Tabla 2.1), que han resultado en un número considerable de pacientes intervenidos con LIO multifocal insatisfechos tras la cirugía. Es importante, durante la entrevista preoperatoria médico-paciente, que se expongan con detalle las desventajas o incomodidades que puedan aparecer una vez operado.

	REFRACTIVAS	DIFRACTIVAS
VENTAJAS	<ul style="list-style-type: none"> -Buena visión lejana -Presentan menos dispersión de la luz (<i>scattering</i>) que las difractivas 	<ul style="list-style-type: none"> -Excelente visión cercana -Menor sensibilidad a los descentramientos
INCONVENIENTES	<ul style="list-style-type: none"> - Pupilodependientes: contraindicadas en pacientes con Ø fotópicas menores a 3 mm -Muy sensibles al centrado, contraindicado en pacientes con pupila ectópica -Mala calidad visual en cerca 	<ul style="list-style-type: none"> -Peor visión intermedia que en lentes refractivas -Disminución de la sensibilidad al contraste escotópica, sobre todo para frecuencias medias y altas -Mayor percepción de halos y deslumbramiento

TABLA 2.1: Ventajas y desventajas principales de las lentes multifocales refractivas y difractivas.

Se pueden destacar dos factores principales de incomodidad una vez implantada la lente multifocal. En primer lugar el paciente puede referir quejas subjetivas, como una disminución de visión tanto para lejos, intermedia o de cerca, como consecuencia, en gran medida, de la disminución de la sensibilidad al contraste asociada a estos diseños de lentes. La segunda causa son los fenómenos de deslumbramiento y halos (Cillino et al, 2008).

Asimismo, el diámetro pupilar es un factor clave a tener en cuenta preoperatoriamente. Se deben tomar medidas fotópicas y escotópicas para seleccionar la óptica (refractiva o difractiva) de la lente a implantar. En lentes multifocales refractivas los diámetros pupilares pequeños son un factor limitante, ya que se puede dar algún caso en el que el paciente no pueda leer con luz de día (la miosis pupilar deja libre sólo el anillo central de visión lejana). En estas condiciones, los pacientes se ven necesitados a usar una adición similar a la que necesitaría un paciente con una lente monofocal, perdiendo la independencia de gafas para estas distancias. Varios estudios afirman que las lentes multifocales difractivas proporcionan mejor visión cercana (Kohnen et al, 2009) en comparación con modelos de lentes multifocales refractivas.

Se pueden distinguir dos diseños muy diferenciados de lentes multifocales, a partir de sus principios ópticos. Hablaremos de las lentes refractivas o difractivas:

-En las lentes intraoculares multifocales refractivas existe un cambio en la dirección de la onda de la luz que atraviesa la lente al pasar de un medio a otro con distinto índice de refracción. Emplean un método refractivo multizonal, es decir, se definen dos potencias que están incorporadas dentro de anillos o zonas refractivas circulares con diferente índice de refracción. Dependiendo del diseño podemos encontrar varias zonas concéntricas. En las lentes que existen únicamente 2 zonas, la central va destinada a la visión cercana y el anillo exterior corresponde a la visión lejana. Las que emplean 3 zonas, la central corresponde a la visión lejana, la zona media a la zona cercana y la periferia de nuevo corresponde a la visión lejana. Por último podemos encontrar la lente distribuida en 5 anillos refractivos concéntricos, donde la zona central corresponde a la visión lejana seguida de una variación en zona cerca y zona lejos hasta completar las 5 zonas, resultando finalmente 3 zonas para visión de lejos y 2 zonas para visión de cerca (fig. 2.4). Normalmente la zona de transición entre las diferentes áreas refractivas es una zona esférica que proporciona una cierta medida de visión intermedia.

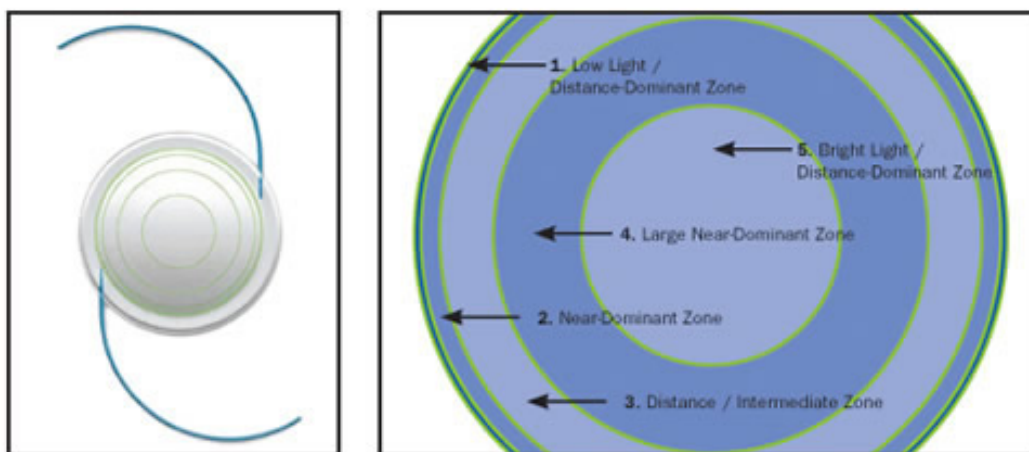


Fig. 2.4. Lente intraocular multifocal refractiva (ReZOOM, AMO) con transición esférica.
(Fuente: http://www.browardeyedoctors.com/florida/rezoom_espanol.htm)

Este tipo de lentes son pupilodependientes, es decir, el tamaño de la pupila debe tenerse en cuenta y comprobar que sea lo suficientemente grande para que se produzca, para cada distancia de observación (o tarea que realiza el paciente) un buen acoplamiento entre el tamaño pupilar y la luz incidente a través de los distintos anillos refractivos. Estas lentes requieren de gran exactitud en el centrado y alineación axial para obtener un buen resultado final.

-Las lentes multifocales difractivas (fig. 2.5) siguen el principio de la difracción, es decir, se basan en un fenómeno dispersivo de la luz para obtener los distintos puntos focales requeridos.

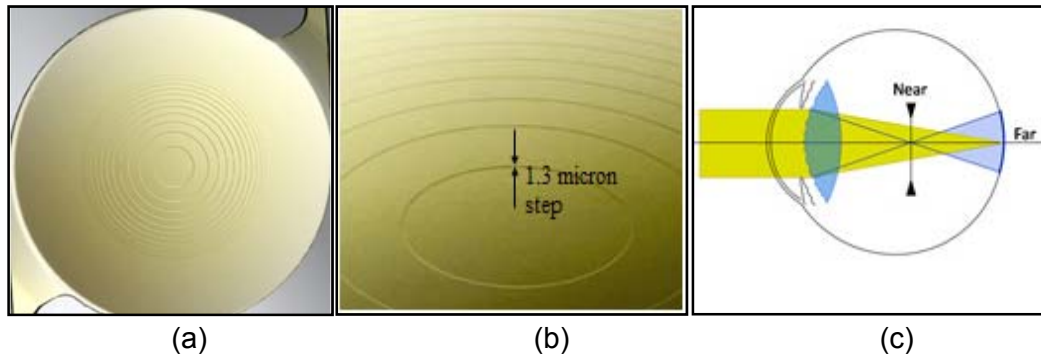


Fig. 2.5. (a) Lente difractiva. (b) Altura de los escalones. (c) División de la luz en dos focos gracias a los escalones difractivos.

Al mismo tiempo, también se emplea la refracción, y con ambas ópticas se forman dos puntos focales independientes, lejos y cerca (Zelichowska et al, 2008). Las lentes que siguen este diseño tienen una superficie refractiva, con un índice de refracción determinado, en la que se tallan unos escalones difractivos. El efecto bifocal se consigue provocando la formación simultánea de un foco de lejos (efecto refractivo) y uno de cerca proporcionado por el efecto de los escalones tallados en la lente. Se consigue mayor adición en cerca cuanto más altura tengan estos escalones (fig. 2.6).

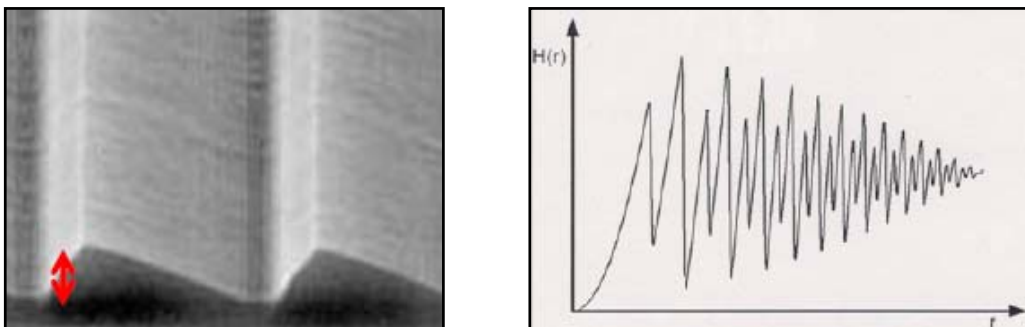


Fig. 2.6. El alto de los escalones determina la cantidad de energía localizada en cada foco.

(Fuente: *Photopic versus mesopic outcomes with a new pupil dependant trifocal IOL.* Beatrice Cochener. University of Brest, France)

Dentro de las lentes multifocales difractivas podemos encontrar las que son apodizadas, las de óptica completa simétrica (50%) y las de óptica completa asimétrica (63% lejos-27% cerca).

La apodización es una propiedad que reduce gradualmente los escalones difractivos desde el centro a la periferia, resultando en una proporción de energía que, según aumenta el diámetro pupilar, en condiciones no fotópicas, una mayor distribución de la luz se dirige al foco de lejos y menos al de cerca.

La distribución de energía para los focos de lejos y cerca en lentes multifocales difractivas apodizadas (ADMIOs) es cuestionada por algunos expertos (Vega et al, 2011). Se han desarrollado métodos experimentales con ojos artificiales simulando la

incorporación de ADMIOs esféricas o asféricas, para obtener la distribución de energía entre las imágenes formadas en lejos y cerca en función del diámetro pupilar. En contraste con las predicciones teóricas, se ha demostrado que bajo condiciones de diámetros pupilares elevados, en lentes difractivas esféricas el nivel de aberración esférica (SA) es demasiado alto para el enfoque correcto de la imagen, proporcionando una disminución en la eficiencia energética de la imagen en lejos. Sin embargo éste fenómeno se encuentra disminuido en las ADMIOs con diseño asférico.

Podemos concluir entonces que la apodización favorece la visión en lejos para aquellas pupilas de mayor tamaño, mientras que en una lente difractiva de óptica simétrica tendríamos la misma cantidad de luz en los focos de lejos y cerca. A la vez, hasta la fecha, las lentes difractivas multifocales se comportaban de manera bifocal, con un foco asignado para la visión en lejos y otro para la visión en cerca. Dependiendo de la profundidad de campo y de la potencia en la adición, proporcionan cierta agudeza visual intermedia, que sin embargo es insuficiente para conseguir una buena calidad visual (Alfonso et al, 2010; De Vries et al, 2010).

Con la finalidad de mejorar este factor, se ha lanzado al mercado un nuevo modelo de lente difractiva trifocal. La primera lente con estas características es la que incluimos en el presente estudio, FineVision (Physiol, Liege, Bélgica). Se presenta como una lente multifocal con tres puntos focales: visión de lejos, cerca e intermedia. Son pocos los estudios sobre los resultados de estas lentes, pero los analizados hasta ahora evidencian un aumento en los niveles de agudeza visual intermedia, manteniendo igualmente buenos resultados en visión lejana y cercana, similares a las agudezas visuales monoculares en cerca y lejos que proporcionan las difractivas bifocales, y aportando buena visión en lejos para condiciones mesópicas (Cochener et al, 2012). Su óptica está diseñada para asignar un 43% de la energía para el foco de lejos, un 28% para la visión en cerca y, por último, un 15% para la visión intermedia, todo ello en un diámetro pupilar de 3 mm. El 14% restante de la energía se pierde en altos órdenes de difracción, aunque es menor que la de otras lentes difractivas (un 18% para el estándar de lentes intraoculares bifocales difractivas). La distribución de la energía de la luz varía con la abertura de la pupila, proporcionando una mejor visión en lejos en condiciones mesópicas, ya que se trata de una lente apodizada.

Algunos autores atribuyen, una mejora con el tiempo para las lentes multifocales, debido a una neuroadaptación del cerebro (Pepin et al, 2008). Sin embargo, según otros, hay cierta controversia en cuanto a lentes refractivas y difractivas (Cochener et al, 2012). En las primeras se cree que la adaptación neuronal implica aprender a controlar la abertura pupilar. En contraste, las lentes completamente difractivas ofrecen independencia del diámetro pupilar, y el paciente debe acostumbrarse a la zona de visión borrosa. Los ensayos clínicos para la lente FineVision revelan que las imágenes que se obtienen a cualquier distancia focal son nítidas. De esta manera, el paciente adquiere una rápida adaptación, ya sea para condiciones mesópicas y fotópicas, ya que no precisa de periodo de adaptación neurosensorial.

Por último cabe destacar las lentes híbridas, basadas en una combinación de óptica difractiva en zona central, junto con refractiva en zona periférica. Este tipo de lentes

tienen dos puntos focales primarios, uno para lejos y otro para cerca. La lente base proporciona la potencia de lejos a través de su forma refractiva y la adición se obtiene a partir de discontinuidades difractivas o escalones incorporados en su superficie anterior. Estos escalones se extienden en los 3.6 mm centrales de diámetro, mientras que la superficie restante hasta 6.0 mm es cubierta por una superficie refractiva dirigida a la visión de lejos. Así la porción más periférica de la lente no tiene estructura difractiva, sino refractiva, de manera que toda la energía es dirigida al foco de lejos (Poyales, 2008). Algunos estudios (Muñoz et al, 2006) concluyen que las lentes multifocales híbridas con óptica esférica reducen los fenómenos visuales no deseados, además de mejorar los niveles de sensibilidad al contraste.

Podemos concluir que las lentes intraoculares multifocales han sido diseñadas para obtener una visión completa en lejos y cerca. Sin embargo, éstas pueden aportar efectos adversos como reducción de la sensibilidad al contraste, halos y deslumbramientos, entre otros. Es por ello que algunos pacientes no se consideran buenos candidatos, como serían los conductores profesionales. Ciertas lentes como las híbridas, que combinan la difracción apodizada, junto con las refractivas, pueden hacer disminuir dichos fenómenos. Las ventajas de las lentes difractivas apodizadas versus las lentes refractivas han sido estudiadas (Zelichowska et al, 2008). Así, el rendimiento visual en lejos y cerca son similares para ambas ópticas, pero se han encontrado mejores resultados en cuanto a la calidad visual para las lentes difractivas apodizadas.

La selección y evaluación del paciente es una de las claves fundamentales para un resultado plenamente satisfactorio. Por ello se debe elegir correctamente el tipo de LIO multifocal a implantar (refractiva, difractiva o híbrida), un preciso cálculo biométrico así como una cirugía personalizada y precisa para garantizar el éxito profesional.

2.3.3.- Lentes intraoculares acomodativas

Las lentes acomodativas pretenden imitar la acción fisiológica del cristalino humano mediante la contracción del músculo ciliar, lo que provocará un fenómeno dinámico de movimiento axial de la óptica. Son capaces de movilizar su zona óptica variando la distancia focal. No obstante, su óptica es monofocal, con lo que se puede concluir que el 100% de la luz llega al foco seleccionado (lejos, intermedio o cerca). Al tener las características de las lentes monofocales podemos concluir que existe mayor sensibilidad al contraste y con ello mayor calidad de visión que las lentes anteriormente estudiadas (Pepose et al, 2007).

Las lentes acomodativas presentan ventajas respecto a las lentes multifocales al no existir fenómenos parásitos como halos y *glare*. Sin embargo, la visión próxima se puede ver afectada por el grado de capacidad acomodativa que ofrezca el músculo ciliar y, por ello, algunos pacientes precisan corrección óptica para la visión cercana prolongada o para detalles muy pequeños.

Existen multitud de diseños de ópticas y hápticos en la fabricación de dichas lentes. Se conocen principalmente las de óptica simple (p. ej. Crystalens de Bausch & Lomb SL;

Tetraflex de Lenstec, Inc), doble óptica (p. ej. Synchrony de Visiogen, Inc) y las que incorporan un gel óptico (Smart IOL de Medennium, Inc).

El mecanismo teórico de la eficacia de las lentes de óptica simple se representa en la siguiente figura (fig. 2.7), dónde la acomodación pseudofáquica se obtiene por la contracción del músculo ciliar. Gracias a este mecanismo la lente se flexiona y con ello se adquiere un fenómeno dinámico de movimiento axial de la óptica. También influye la redistribución de la masa del cuerpo ciliar, que origina un aumento de la presión vítrea, lo que se traduce en un desplazamiento de la óptica hacia adelante del eje visual, creando de este modo una lente con mayor poder dióptrico (Uthoff et al, 2007).

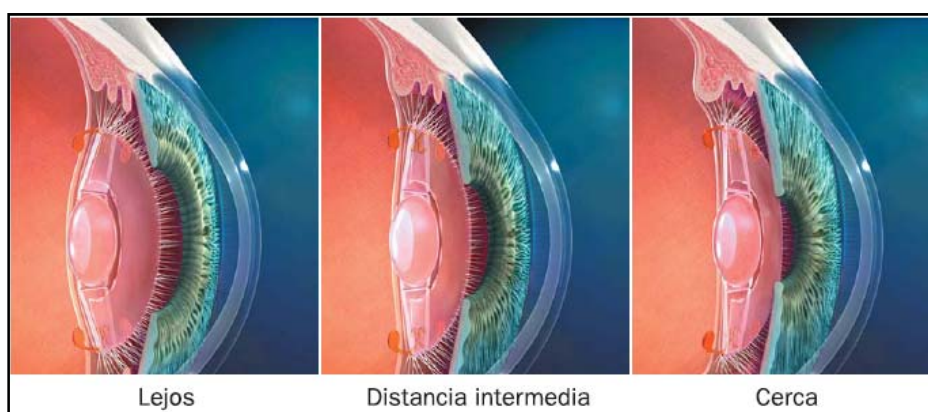


Fig. 2.7. Movimiento axial de la lente por contracción del músculo ciliar.
(Fuente: www.crystalens.com/es/)

En los diseños de doble óptica el proceso de acomodación está controlado por el músculo ciliar que rodea la lente y su acción cambia la distancia entre las dos ópticas para ajustar el foco de luz a la retina.

Finalmente, las que incorporan un gel óptico (*Smart IOL*) emplean un material acrílico hidrofóbico con propiedades termodinámicas, capaz de 'grabar' las características en cuanto a potencia dióptrica y dimensiones que debe adoptar el material, comportándose de manera similar al cristalino (Doane, et al, 2007). Éstas están en proceso de desarrollo en Irvine (California).

2.4.- Parámetros de la función visual con LIOs

Los parámetros de la función visual son aquellos que determinan la capacidad sensorial del ojo para detectar, reconocer o resolver detalles espaciales.

2.4.1.- Agudeza visual

La medida de agudeza visual (AV) es el examen de la función visual más empleado en la práctica clínica. Determina la variable de tamaño en condiciones de contrastes constantes (negro sobre blanco) y elevados (98% a 100%). La evaluación de la

agudeza visual es una medida limitada y específica, que responde a la habilidad para discriminar detalles finos, o ver objetos pequeños, en alto contraste.

La agudeza de resolución estándar se define como 1 minuto de arco (1') para el mínimo ángulo de resolución (MAR). La medida de agudeza se basa en el optotipo de menor tamaño que el paciente es capaz de discriminar. Existen diferentes escalas con su conversión correspondiente, siendo la más usada en nuestro país la escala decimal y, a efectos de análisis de datos, la logMAR. Ambas escalas se relacionan con la siguiente fórmula:

$$AV \text{ logMAR} = -\log (AV \text{ decimal})$$

Es lógico pensar que las lentes monofocales proporcionaran una buena AV en lejos, no así en distancias cercanas. Para las restantes LIOs (acomodativas y multifocales) donde su objetivo principal es proporcionar buenas visiones en lejos y cerca, se ha comprobado que las multifocales aportan mejores resultados que las acomodativas. Por otro lado, las lentes multifocales difractivas proporcionan mejor agudeza visual en cerca que las lentes multifocales refractivas (Cochener et al, 2010). Es importante tener en cuenta, para interpretar los resultados de AV de cerca e intermedia con uno u otro diseño de lente multifocal, el valor de la adición de dicha lente (se recomienda pasarlo a plano de gafas, para facilitar la comparación entre lentes). Así, en función de la adición será mejor la AV de cerca (adiciones altas, distancia de medida de cerca de 30 cm), o la AV de cerca e intermedia (adiciones bajas, distancia de medida de cerca de 40 cm). De la literatura se observa una cierta falta de normalización por lo que respecta a la distancia de medida de las AV de cerca e intermedia, lo que dificulta comparar resultados entre lentes de perfiles, ópticas y adiciones distintas.

2.4.2.- Sensibilidad al contraste

La medida de la función de sensibilidad al contraste espacial (SC) valora y caracteriza las respuestas del sistema visual a estímulos de diferentes frecuencias, evaluando el mínimo contraste que puede detectar un sujeto para cada frecuencia. Es una función que se atenúa tanto para las frecuencias muy altas (información de contornos, detalles finos) como para las bajas, presentando por ello una disminución de sensibilidad a ambos lados de la curva, con una máxima sensibilidad entre los 3 y los 8 ciclos por grado, dependiendo de diversos factores, como se verá más adelante (fig. 2.8).

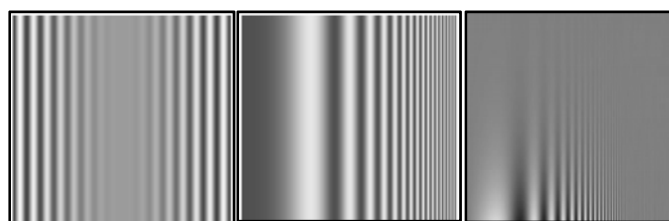


Fig. 2.8. A la izquierda, se muestra una red sinusoidal de frecuencia (ciclos/mm) fija y contraste variable. En el centro, la red es de frecuencia variable (baja a la izquierda y alta a la derecha) y contraste fijo. A la derecha, la red cambia de frecuencia aumentando de izquierda a derecha mientras que el contraste es máximo en la parte inferior y disminuye hacia la parte superior. Esta última imagen nos permite ver la forma de nuestra SC ya que dejamos de ver la red a diferente contraste según el valor de la frecuencia espacial.

La SC se determina midiendo los umbrales de contraste de cada frecuencia mediante redes sinusoidales. Es decir, para cada frecuencia espacial (ciclos/grado) se determina el mínimo contraste, llamado contraste umbral, que ha de tener la red para que resulte visible al observador. Los sistemas de rejilla con patrones sinusoidales son la forma rápida de medir la sensibilidad al contraste (fig. 2.9) y tienen ventajas importantes. En primer lugar, el desenfoque óptico no cambia la forma o apariencia del patrón de la rejilla, únicamente la percepción subjetiva del paciente acerca de la cantidad de contraste, es decir, se altera sólo un atributo del estímulo por el desenfoque. En segundo lugar, debido a la descomposición de formas complejas en patrones simples de ondas sinusoidales, la SC puede determinar la capacidad individual del paciente para procesar información espacial de escenas visuales cotidianas.

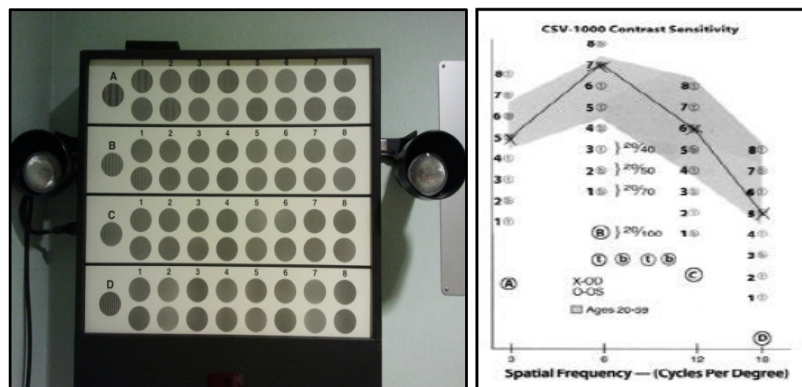


Fig. 2.9. (Izq) Test CSV-1000E para la toma de sensibilidad al contraste. (Der) Valores de normalidad proporcionados por el fabricante.

La SC pocas veces es evaluada en la práctica clínica y es frecuente que el paciente que alcanza una AV de la unidad en consulta, posteriormente indique que es incapaz de leer el periódico. Muchas condiciones patológicas y neurológicas afectan a la visión más allá de un menoscabo en agudeza visual. Así, por ejemplo, una pérdida que afecta únicamente la frecuencia media puede sugerir la posibilidad de un glaucoma. Por ello debemos resaltar algunos de los factores más influyentes en la pérdida de SC:

Características intrínsecas fisiológicas:

-*Edad*: Conforme se envejece el sistema visual sufre una pérdida gradual pero inexorable de SC, de los 61 a los 70 años en adelante, en condiciones fotópicas, y de los 51 a los 60 años, en condiciones mesópicas (Puell et al, 2004). Esta disminución se debe, principalmente, a una iluminación retiniana reducida como consecuencia del envejecimiento de varias estructuras oculares (córnea, cristalino, miosis senil), con una notable pérdida en las frecuencias altas.

-*Desenfoque*: a causa de la borrosidad en la imagen resultante de un error refractivo no compensado. Ello provocará una pronunciada pérdida en las frecuencias altas e intermedias.

-*Diámetro pupilar*: un aumento en el diámetro pupilar provocará un efecto mayor de las aberraciones, con ello una pérdida en las frecuencias altas e intermedias.

-*Patologías oculares*: Se ha comprobado que aquellos pacientes que sufren de cataratas, glaucoma, problemas neurológicos, retinopatías, los operados de cirugía

refractiva, etc., ven alterada su sensibilidad al contraste en determinadas frecuencias espaciales.

Características extrínsecas del entorno:

-*Luminancia*: la SC para frecuencias elevadas empeora en niveles luminosos bajos, aumentado al incrementar la luminancia.

Son varios los estudios que corroboran una disminución de SC para aquellos pacientes que portan lentes intraoculares multifocales. Éstos suelen referir disminución de la visión para lejos, intermedia o cerca como consecuencia de la disminución de sensibilidad al contraste (Pieh et al, 1998). Para condiciones fotópicas y en visión lejana no existen diferencias significativas entre lentes monofocales y multifocales. Sin embargo, en condiciones mesópicas se ha observado una disminución de sensibilidad al contraste para frecuencias altas y medias, y bajo efectos de deslumbramiento para altas frecuencias (Alió et al, 2011). Por otro lado, para lentes multifocales la sensibilidad al contraste también se ve reducida en distancias cercanas para altas frecuencias si lo comparamos con lentes monofocales (Muñoz et al, 2011).

Algunos autores indican que las lentes acomodativas y monofocales no muestran una disminución de sensibilidad al contraste cuando se compara con lentes multifocales, al ser mínima la dispersión de la luz al atravesar la lente (Pepose et al, 2007). Estas lentes logran una mayor SC para frecuencias espaciales altas a nivel monocular y binocular comparado con el grupo de lentes multifocales. Por norma general, en las lentes multifocales disminuye la SC monocular y binocular para todas las frecuencias espaciales, especialmente en visión cercana (Mesci et al, 2010). Para ambas ópticas multifocales los valores de SC son mejores al valorarlo de manera binocular que monocular, especialmente para bajas frecuencias, en comparación con lentes monofocales y/o acomodativas.

2.4.3.- Estereopsis

La agudeza visual estereoscópica (AVE) o estereopsis es el umbral de discriminación de profundidad expresado angularmente, es decir, la mínima distancia relativa en profundidad entre dos objetos que un observador es capaz de resolver. Dicho factor es fundamental para la visión en profundidad y el cálculo de distancias.

Existen factores que degradan la estereopsis como el error refractivo, las heteroforias, la aniseiconia y la edad, entre otros. Por otro lado encontramos que características del estímulo como su frecuencia espacial, color o tiempo de exposición, pueden alterar también los resultados de AVE.

Actualmente se están realizando estudios para analizar la afectación de la estereopsis con el implante de una lente intraocular multifocal. Si bien se apunta que uno de los factores que pueden alterar esta medición es la borrosidad de la imagen retiniana asociada con la multifocalidad, algunos autores aseguran que no se encuentran diferencias en la estereoagudeza por el implante de dichas lentes (Ferrer-Blasco et al, 2011). Otros autores (Montès-Micó et al, 2003) concluyen que la reducción de

sensibilidad al contraste derivada del emborronamiento producido por otras regiones de la lente, que da lugar a una imagen desenfocada, a su vez altera el valor de estereopsis.

La AVE puede ser analizada con varios test, como por ejemplo el Titmus Wirt empleado en nuestro estudio y desarrollado por la empresa Stereo Optical Co, o el TNO, entre otros. El primero de ellos se basa en la utilización de imágenes conocidas como anáglifos que buscan reproducir la disparidad binocular desplazando una de las imágenes respecto a la otra. Al verse en visión disociada con polarizadores, cada una de las imágenes estimulará una de las retinas, pero con una ligera disparidad binocular, lo que dará lugar a la sensación de profundidad. Sin embargo, el TNO, desarrollado por Walraven (1975), consiste en un estereograma de puntos aleatorios impresos como anáglifos rojo/verde que se observan a través de gafas verde/rojo. Este estereotest, por lo tanto, está basado en la longitud de onda, lo que induce diferencias de contraste en las imágenes debido a que existe una transmitancia espectral distinta. Para las lentes difractivas, donde se sabe que el rendimiento es fuertemente dependiente de la longitud de onda, cabe esperar un resultado de estereoagudeza inferior. Se concluye que el resultado de AVE tras la implantación de lentes intraoculares multifocales es inferior a la obtenida con lentes monofocales, debido principalmente a la reducción del contraste por el emborronamiento de imágenes simultáneas, si bien existe una dependencia del diseño de la lente y el test empleado. Así, no se han encontrado grandes variaciones de AVE en lentes refractivas y monofocales, cuando ésta es analizada con el test de TNO y Titmus Wirt. Sin embargo, aparecen diferencias en lentes difractivas con el test TNO por la inducción de variaciones en el contraste (*resultados aún no publicados*).

A lo largo del presente trabajo comprobaremos si existen cambios en los citados parámetros de la función visual antes y después del implante de LIOs multifocales, además de verificar si existe alguna alteración de estos factores relacionado con las lentes (Mplus) y difractivas (FineVision).

2.4.4- Calidad de la imagen retiniana

El ojo es el órgano encargado de transformar las imágenes percibidas sobre su retina, viéndose éstas afectadas por el sistema óptico y el sistema neurorretiniano. Ópticamente, un frente de onda perfecto, al pasar a través de sus superficies irregulares y sus distintos índices refractivos, queda alterado. Podemos concluir que el sistema óptico del ojo no es perfecto ya que existen limitaciones por la difracción, aberraciones y *scattering*, dando lugar a que la imagen de un punto objeto que se obtiene en la retina sea una mancha en lugar de ser un punto (fig. 2.10).

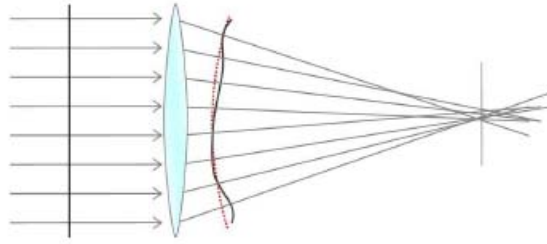


Fig. 2.10. Diferencia entre un frente de onda aberrado (color negro) y un frente de onda ideal (color rojo).

(Fuente: 'Calidad óptica en visión binocular'. J.J. Castro Torres. Universidad de Granada)

Disponemos de varios métodos tanto para el diagnóstico como para el tratamiento de los defectos presentes en la imagen retiniana: aberrómetros, lentes oftálmicas progresivas, lentes intraoculares fáquicas y pseudofáquicas, etc.

Existen tres factores principales que provocan una alteración en la calidad retiniana:

- Difracción: Cuando la luz incide en el ojo interacciona con el margen pupilar y el frente de onda se distorsiona, produciéndose en la retina la imagen de un punto con una pequeña aureola alrededor (disco de 'airy'). Este fenómeno es especialmente relevante en pupilas pequeñas (menos de 2 mm de diámetro).

- Scattering* intraocular (difusión, dispersión o esparcimiento de la luz): Se produce cuando la luz que atraviesa los medios oculares se encuentra con estructuras más o menos opacas, de distinto índice de refracción y superficies irregulares, lo que provoca que parte de los rayos del frente de onda focalicen en otros puntos, causando deslumbramiento. Los principales medios que contribuyen al *scattering* son la cornea, el cristalino, el humor vítreo y humor acuoso.

- Aberraciones: Se deben a la falta de homogeneidad de los medios oculares y a las irregularidades de las superficies ópticas. Representan la desviación angular de un rayo de luz respecto a su trayecto ideal al pasar por la óptica del ojo. Son el principal factor limitante de la visión, siendo su influencia negativa mayor cuanto mayor sea el diámetro pupilar (especialmente a partir de pupilas de 5 mm). Las aberraciones tienen varias clasificaciones, y se debe distinguir, principalmente, entre las cromáticas y las monocromáticas.

Actualmente la calidad de imagen de un sistema óptico se evalúa mediante el cálculo de las desviaciones que sufren los rayos paralelos con respecto a las trayectorias ideales. Los métodos de medida se pueden dividir en dos grandes grupos:

- Medidas en plano imagen: Describen cómo afectan las propiedades ópticas del ojo a la calidad de la imagen. Éstas pueden subdividirse en:

-Basadas en medidas de objetos puntuales:

- La **PSF** (Función de dispersión de un punto) designa la distribución de intensidades de la imagen de una fuente tras su paso por un sistema óptico. Su forma depende del desenfoque, la difracción, el *scattering* y las aberraciones. En un ojo ideal, la PSF solamente estaría limitada por la difracción y sería lo más parecido a un punto.

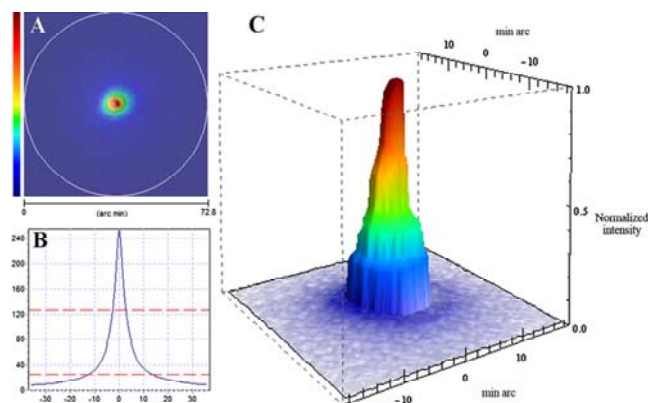


Fig. 2.11. Valor del PSF de un paciente con cataratas intervenido con lente trifocal. A: gráfico del contorno del PSF; B: gráfico bidimensional y C: gráfico en 3D proporcionado por el sistema de doble paso (OQAS).

(Fuente: Moreno et al, 2010)

- La **razón de Strehl** mide el efecto de las aberraciones sobre la PSF, se define como el cociente entre la intensidad central de la PSF real (ojo con aberraciones) y la PSF ideal (ojo sin aberraciones). Toma valores entre 0 y 1, y cuanto menor sea el número, peor calidad tendrá el sistema.

-Basadas en medidas de objeto rejilla o barras:

- La **MTF** representa las características del sistema visual en cuanto a filtrado, transmisión y atenuación de las frecuencias espaciales se refiere. El sistema visual humano juega un papel de filtro en el que se atenúan menos las bajas frecuencias espaciales que las altas y, además, existe una frecuencia de corte por encima de la cual no hay transmisión de frecuencias espaciales. La MTF se ve afectada por aberraciones y *scattering* en condiciones normales.

-Medidas en plano pupilar: Describen las propiedades ópticas en el ojo. La aberración del frente de onda se puede definir matemáticamente mediante las aberraciones de Seidel, los polinomios de Taylor o los polinomios de Zernike.

Debido a la importancia de obtener medidas objetivas de la calidad visual del ojo, se han desarrollado distintos sistemas para evaluar la imagen retiniana. Uno de ellos, basado en la técnica de doble paso, es el Optical Quality Analysis System (OQASTM), (fig. 2.12) que ofrece información cuantitativa mediante la Función de Transferencia de

Modulación (MTF, del inglés *Modulation Transfer Function*), e información cualitativa a partir de la imagen registrada, entre otros parámetros.



Fig. 2.12. Instrumento OQAS™ II (Optical Quality Analysis System).

La técnica de doble paso está basada en el registro y posterior procesado de la imagen de un punto formado en la retina. Dado que cualquier objeto puede ser descompuesto en frecuencias espaciales, resulta muy interesante disponer de una herramienta que nos permita conocer cómo el sistema óptico del ojo es capaz de transmitir cada una de estas frecuencias. Esta herramienta recibe el nombre de función de transferencia óptica, cuyo módulo de la función que habitualmente se utiliza para el estudio de calidad óptica del ojo se conoce como MTF.

El dispositivo OQAS ha sido empleado en varios estudios clínicos, principalmente en las áreas de cirugía refractiva, cirugía de cataratas (Alió et al, 2005) e implantación de lentes intraoculares. Son pocos los estudios existentes sobre calidad óptica en lentes multifocales (Castillo et al, 2009). Hasta la fecha, únicamente hay resultados obtenidos mediante la incorporación de lentes intraoculares multifocales en bancos ópticos. Pero como cabe esperar, el comportamiento de las LIO's en el ojo generalmente difiere del observado en el banco óptico, ya sea por factores tales como el desplazamiento y/o inclinación de la LIO o por el objeto real a observar, ya que en el ojo humano es la imagen virtual generada por la córnea. Aún así, es importante evaluar de forma objetiva la calidad óptica proporcionada por este tipo de lentes. Algunos autores determinan la calidad óptica mediante la *Point Spread Function* (PSF), MTF y el valor del *Objective Scatter Index* (OSI), y analizan cómo se degrada la calidad visual como resultado de la multifocalidad. Estas lentes restauran la visión en lejos y cerca, pero se ha encontrado un factor limitante que provoca un aumento de la PSF y disminución de la MTF cuando la potencia de la LIO es mayor (Moreno et al, 2010). Otros autores destacan un aumento en la MTF en lentes difractivas en comparación con las lentes refractivas multifocales (Artigas et al, 2007; Maxwell et al, 2009).

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivos genéricos

El presente estudio tiene como objetivo genérico comparar los parámetros visuales de AV para todas las distancias, SC, AVE y calidad óptica, así como la satisfacción visual del paciente, tras la implantación bilateral de dos lentes intraoculares multifocales de distinta óptica (refractiva y difractiva) de novedosa aparición en el campo de la oftalmología.

3.2. Objetivos específicos

Como objetivos específicos podemos destacar los siguientes:

- Obtención de los siguientes parámetros
 - Pre quirúrgico:*
 - Error refractivo
 - Valor de AV con corrección en lejos y cerca
 - Valor de estereopsis con el test de Titmus Wirth
 - Valor de sensibilidad al contraste en condiciones mesópicas, fotópicas y de deslumbramiento para las frecuencias espaciales de 3, 6, 12 y 18 c/g con el test CSV-1000E
 - Post quirúrgico:*
 - Error refractivo
 - Valor de AV con y sin corrección en lejos, intermedia y cerca
 - Valor de estereopsis con el test de Titmus Wirth
 - Valor de sensibilidad al contraste en condiciones mesópicas, fotópicas y de deslumbramiento para las frecuencias espaciales de 3, 6, 12 y 18 c/g con el test CSV-1000E
 - Valores de OSI, MTF y OQAS (100%, 20% y 9%)
- Comparar los resultados pre y post quirúrgicos de ambas lentes en cuanto a:
 - Agudeza visual en lejos con corrección
 - Estereopsis
 - Sensibilidad al contraste en condiciones mesópicas, fotópicas y de deslumbramiento para las frecuencias espaciales de 3, 6, 12 y 18 c/g
- Comparar los resultados post quirúrgicos entre ambas lentes (Mplus y FineVision):
 - Agudeza visual en lejos, intermedia y cerca
 - Sensibilidad al contraste en condiciones mesópicas, fotópicas y de deslumbramiento para las frecuencias espaciales de 3, 6, 12 y 18 c/g
 - Satisfacción visual mediante un cuestionario de (6 preguntas)
 - Valores objetivos de calidad visual OSI, MTF, OQAS (100%, 20% y 9%)
 - Determinar la correlación entre el OQAS y los fenómenos fóticos

4. MATERIAL Y MÉTODO

En esta sección se describen las características de la población incluida en el estudio, además del material e instrumental empleado para la recogida de datos y el protocolo seguido para el análisis de los distintos parámetros.

4.1.- Selección de la población

El presente estudio se llevó a cabo a lo largo del año 2012, con la recogida de datos entre los meses de enero a julio. Todos los participantes son pacientes del Instituto Oftalmológico Integral (grupo Admira Visión), intervenidos quirúrgicamente para dar solución a las cataratas. Bajo elección personal del paciente, las lentes implantadas fueron multifocales en aquellos casos en que se puso de manifiesto el deseo de no depender de la corrección en gafas para la visión nítida en distancias cercanas e intermedias.

El estudio engloba un total de 14 sujetos, de los cuales 6 de sexo masculino y 8 de sexo femenino, con una edad media de 63 años y un rango de 46 a 77 años.

Los criterios de inclusión reúnen todos aquellos pacientes con edades comprendidas entre los 45 y 80 años, con AV monoculares superiores a 0.5 con la mejor corrección, previas a la intervención, y con astigmatismos inferiores a 1.50 dioptrías. En los criterios de exclusión destacan todos aquellos sujetos que hubieran sufrido o padecieran cualquier tipo de patología ocular (glaucoma, retinopatía, alteraciones en cornea), los previamente sometidos a intervenciones oculares (LASIK, PRK, etc.) y aquéllos presentado ametropías esféricas superiores a +6.00 / -6.00 D.

A todos los pacientes se les informó de las pruebas que se realizarían durante el estudio y de sus objetivos, así como de los resultados obtenidos en cada caso.

4.2- Instrumentación

Las medidas psicofísicas engloban las pruebas de respuesta subjetiva y de elección forzada por el paciente. Éstas incluyen la agudeza visual de alto contraste, el valor de sensibilidad al contraste analizado bajo condiciones escotópicas, fotópicas y de deslumbramiento, y el valor de la agudeza visual estereoscópicas (estereopsis). Por otro lado se analizan medidas objetivas de calidad de imagen retiniana, gracias al dispositivo OQAS, con el fin de complementar los datos subjetivos.

4.2.1 Test de agudeza visual

Las medidas de AV para todas las distancias se realizaron monocularmente y binocularmente, con y sin corrección. Para la medición de AV en lejos (3.5 m) se ha empleado el modelo básico de optotipo NIDEX CP-690, y los resultados se han tomado en escala decimal (posteriormente para el análisis estadístico de datos, se convierten los valores de AV decimal en valores logMAR). Se han utilizado optotipos

de letras ya que consisten en una tarea de identificación de estímulos fácil y comprensible para la mayoría de las personas, permitiendo un examen rápido y fiable. Del mismo modo, el paciente debe dar una respuesta indicadora (nombrar la letra), que está menos influenciada por la adivinación y no se basa en una simple detección. Para que el sujeto diferencie la letra debe discernir los detalles de ésta, tal como se define la AV en términos de ángulo visual subtendido por la anchura del trazo de la letra más pequeña que una persona puede identificar de forma precisa.

Para visión intermedia (80 cm) y para visión cercana (40 cm) se ha empleado un optotipo adaptado para la toma de AV fabricado por la casa Bausch & Lomb Surgical, Inc., y ampliamente empleado en la toma de AV para lentes Crystalens. Consiste en la lectura prolongada de un texto de tamaño decreciente situado a la distancia de evaluación. El paciente debe indicar hasta dónde es capaz de seguir la lectura, valor que nos determinará la AV.

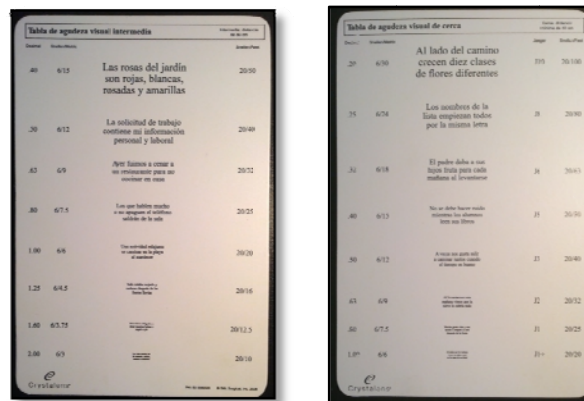


Fig. 4.1. Test empleado para la toma de AV en distancia intermedia y cerca.

4.2.2 Test de sensibilidad al contraste

Para la determinación de sensibilidad al contraste se ha empleado el test con pantalla de sensibilidad al contraste CSV-1000E (fig. 4.2), fabricado por la casa Vector Vision.



Fig. 4.2. Test CSV-1000E.

Este instrumento utiliza un panel con retro-iluminación fotópica a 85 cd/m² para controlar la cantidad de iluminación en cada una de las filas. La distancia recomendada para efectuar el test es de 8 pies (2.44 metros). Consta de cuatro hileras de rejillas sinusoidales a distinta frecuencia espacial (3, 6, 12 y 18 c/g), midiendo la sensibilidad del observador para un tamaño de objeto determinado, gradadas en una escala desde 1 (alto contraste) hasta 8 (bajo contraste). Cada frecuencia espacial se presenta en dos filas en donde se alterna la presencia de la red sinusoidal. Para cada frecuencia se empieza con un alto nivel de contraste, que disminuye progresivamente con cada placa sucesiva de izquierda a derecha. El paciente debe identificar cuál de los estímulos de la columna contiene el patrón de rayas, hasta el primer momento en el que vea las dos iguales y sea incapaz de decidir.

Los valores de normalización del optotipo CSV-1000E son facilitados por el fabricante (VectorVision). Se consideran únicamente los valores que corresponden a personas de entre 20 y 55 años (a partir de un estudio aprobado por la FDA en el que se examinan 156 ojos sanos de 79 pacientes cuya media de edad era de 36.3 ± 9.02 años) y los de personas de edad comprendida entre 50 y 75 años (Pomerance et al, 1994). La siguiente figura 4.3 muestra los valores de normalidad en condiciones fotópicas para ambos casos.

EDAD	3 c/g		6 c/g		12 c/g		18 c/g	
	MEDIA	DS	MEDIA	DS	MEDIA	DS	MEDIA	DS
20-55	1.84	0.14	2.09	0.16	1.76	0.17	1.33	0.19
50-75	1.56	0.15	1.80	0.165	1.50	0.15	0.93	0.25

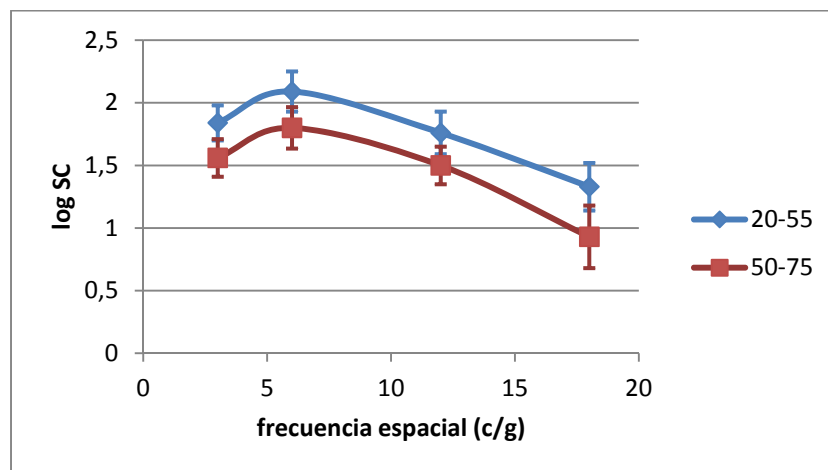


Fig. 4.3. Valores de SC en unidades Log para el test CSV-1000E para rango de edades entre 21-55 años y entre 50-75 años, en condiciones fotópicas.

Por su parte, los valores de SC (en log) del test CSV-1000 E para cada frecuencia espacial y valor de contraste se encuentran en la figura 4.4.

	S	1	2	3	4	5	6	7	8
Row (CPD)									
A (3.0)	.70	1	1.17	1.34	1.49	1.63	1.78	1.93	2.08
B (6.0)	.91	1.21	1.38	1.55	1.70	1.84	1.99	2.14	2.29
C (12.0)	.61	.91	1.08	1.25	1.40	1.54	1.69	1.84	1.99
D (18.0)	.17	.47	.64	.81	.96	1.10	1.25	1.4	1.55

Fig. 4.4. Valores de SC en unidades Log para el test CSV-1000E en condiciones fotópicas.

(Fuente: <http://www.vectorvision.com/html/educationCSV1000Norms.html>)

Algunos investigadores (Ginsburg, 1984; Leguire, 1991) indican que los optotipos de rejilla para la evaluación de la sensibilidad al contraste, como el CSV-1000E y otros (VCTS ó FACT) son mejores que los test de letras. Argumentan que en la investigación clínica es importante evaluar la CSF de una forma amplia desde las frecuencias bajas y altas, ya que esta función refleja los múltiples filtros que tiene el sistema visual.

4.2.3. Test de estereopsis

El test empleado en nuestro estudio es el llamado Titmus Wirth (fig. 4.5), desarrollado por la empresa Stereo Optica Co, Inc. Este test se subdivide en: test de la mosca, test de círculos y test de animales.



Fig. 4.5. Test de estereopsis: Titmus Wirth

Al realizar el test usamos las gafas polarizadas para disociar las imágenes observadas y conseguir que cada una de las imágenes estimule la retina de un ojo, pero con una ligera disparidad binocular, lo que dará lugar a la sensación de profundidad. El test de la mosca se utiliza para visión infantil y para mostrar de manera rápida en qué consiste la visión estereoscópica, pidiendo al paciente que intente coger las alas de la mosca. Si el sujeto presenta estereopsis intentará coger las alas por delante del plano del estereograma. El test de círculos consiste en nueve rombos numerados dónde cada

uno contiene cuatro círculos y únicamente uno de esos cuatro se presenta con diferente disparidad, disminuyendo ésta a medida que avanza la numeración de los rombos (400 seg arco a 40 seg arco). El paciente únicamente debe indicar qué círculo es el que aprecia fuera del plano del estereograma en cada uno de los 9 rombos. El test de animales tiene el mismo principio que el test de los círculos, consistiendo en tres filas de animales con diferentes disparidades.

4.2.4. OQAS

El dispositivo OQAS proporciona información de la calidad óptica ocular a través de la medida de la PSF y la MTF, cuantificando el grado de difusión intraocular. Estos parámetros que describen la calidad óptica son indispensables para conocer los límites ópticos del paciente de manera objetiva.

Se describe a continuación la técnica de doble paso empleada por el dispositivo OQAS para el registro y procesamiento de la imagen:

La siguiente figura (fig. 4.6) muestra un diagrama esquemático de un sistema de doble paso similar al utilizado en el OQAS™. El primer paso consiste en proyectar un punto objeto luminoso en la retina a partir de un diodo láser de 780 nm de longitud de onda. Una vez colimando, el haz atraviesa la pupila de entrada del sistema (P1), cuya función es limitar su diámetro de entrada y está conjugada con el plano pupilar del ojo. Cuando la luz se refleja en la retina comienza el segundo paso, en el cual la imagen retiniana formada se transforma en el nuevo emisor. La luz recorre el mismo camino a la inversa hasta que atraviesa una película divisora de haz hacia la pupila de salida (P2) y acaba siendo captada por una cámara CCD, sobre la que se proyecta la imagen aérea o de doble paso.

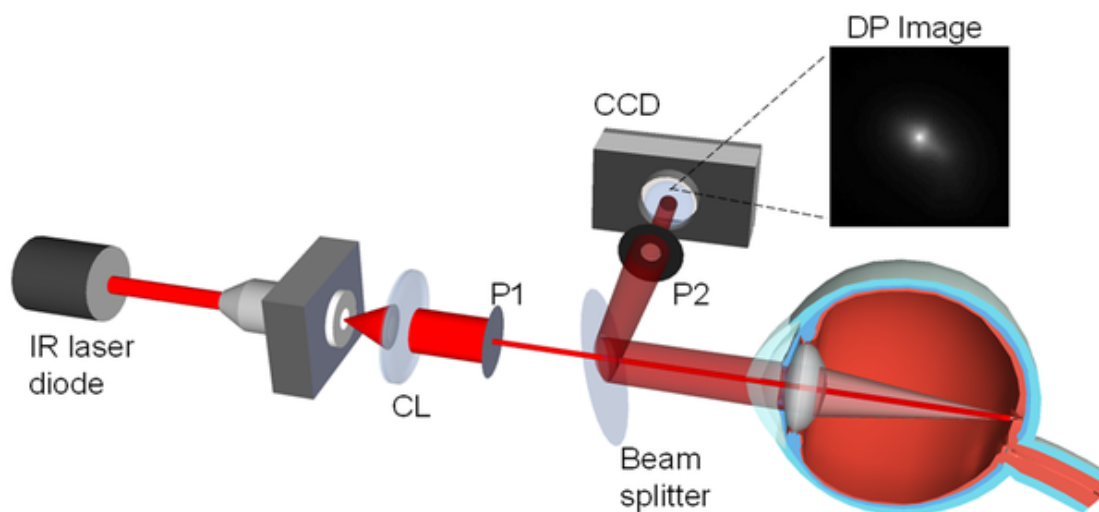


Fig. 4.6. Esquema de funcionamiento del Instrumento OQAS™.
(Fuente: Benito et al, 2011)

El segundo paso es el que determina la luz en su trayectoria desde la retina hasta la cámara CCD1 (imagen aérea o de doble paso). Este camino se inicia con la luz que se refleja en la retina, que vuelve a atravesar los medios oculares, el filtro dicróico y el sistema Badal, reflejándose en el espejo M1 hasta llegar a la lámina divisora de luz BS2. La luz que se transmite encuentra en su camino la segunda pupila artificial (ExP), que también se halla conjugada con el plano pupilar del ojo, y que actúa como la pupila de salida efectiva (cuando la pupila natural del ojo posee un diámetro mayor a ésta).

Con el fin de minimizar las fluctuaciones de la acomodación durante la medida, se introduce un test de fijación (FT) que además permite reducir los movimientos oculares asociados a la fijación y es más cómodo para el sujeto. El test de fijación está situado en el punto focal objeto de la lente L2, de tal forma que la luz del test de fijación se colima con el doblete L2, entra en el sistema por medio de la lamina divisora de haz BS1 y sigue el mismo recorrido que el haz laser del primer paso.

Una vez tomada la medida, el instrumento nos proporciona una página principal en la que aparecen los siguientes factores (fig. 4.7):

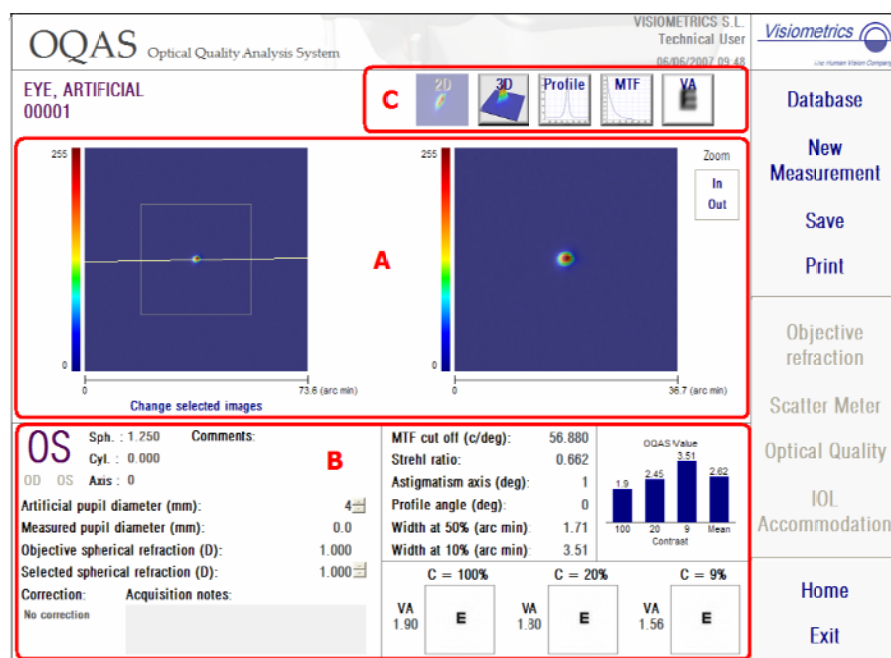


Fig. 4.7. Página de resultados del instrumento OQAS™.

-área A: Visualización de la imagen. Dependiendo de la selección hecha en el área C nos mostrará la imagen en 2D, 3D, *Profile*, MTF y AV.

-área B: Muestra las mediciones obtenidas de:

- ojo seleccionado derecho o izquierdo (OD/OI).
- datos de refracción introducidos previamente (esfera, cilindro y eje).
- diámetro pupilar artificial, medida del diámetro pupilar, refracción objetiva y refracción seleccionada.

-corrección: indica si la medida se realiza con las lentes compensatorias.

-área C: Consiste en un máximo de cinco casillas diferentes que nos dan acceso a las pantallas de resultados: 2D, 3D, *Profile*, MTF y AV.

Son muchos los factores que pueden influir en la correcta formación de la imagen en la retina. Éstos incluyen los defectos refractivos (miopía, hipermetropía y/o astigmatismo), la difracción, las aberraciones y la dispersión intraocular.

Finalmente, debe mencionarse el papel que juega el diámetro pupilar. Éste va a delimitar la cantidad de luz que penetra en el ojo. Cuanto mayor sea el diámetro de la pupila, los haces entrarán más alejados de eje óptico y por consiguiente aumentará el número de aberraciones presentes en el ojo. Por el contrario, cuando el diámetro es pequeño estará prácticamente afectada sólo por la difracción. Resaltar que en este caso, al reducir el diámetro, se disminuye también la luminosidad presente en la imagen.

La calidad de la imagen retiniana se analizó objetivamente con el dispositivo OQAS. Los valores adquiridos por el instrumento y que utilizamos para el presente estudio, son los siguientes:

-‘*Scatter Meter*’: Se obtienen los valores de difusión de luz intraocular OSI (scattering). Esta medida es especialmente importante cuando los medios oculares pierden transparencia (cataratas), siendo los valores de OSI inferiores a 2 indicativos de difusión baja, entre 2 y 5 de difusión moderada y superiores a 5 de alta difusión (Benito et al, 2007; Pujol et al, 2009)

- *MTF Cut off (c/grado)*: Frecuencia de corte de la MTF. La MTF se traduce en la capacidad de un paciente de discriminar los detalles de una imagen sin tener en cuenta el procesamiento neurológico. La frecuencia de corte será aquella frecuencia máxima para la cual el ojo resuelve detalles con un 100% de contraste. Valores superiores a 30 c/grado indican una buena imagen retiniana. A medida que la frecuencia óptica aumenta, la respuesta ocular disminuye (fig. 4.8) hasta un punto de frecuencia en la que el ojo no tiene respuesta. Una frecuencia de corte de 30c/grado corresponde aproximadamente a una AV unidad.

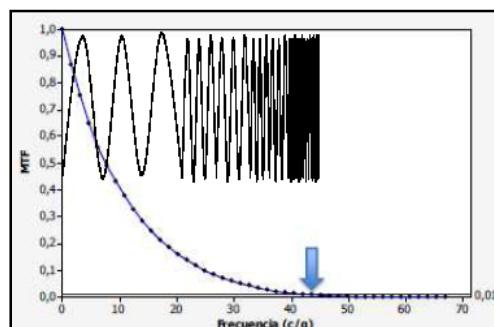


Fig. 4.8. A medida que la frecuencia aumenta, la respuesta ocular disminuye hasta un punto en el que el ojo no obtiene respuesta.

- OQAS values para contrastes de 100%, 20% y 9%: Son valores normalizados de tres frecuencias específicas que están relacionados con los valores de la MTF para contrastes de 100% 20% y 9% (fig. 4.9). Valores superiores a 1 indican buena calidad óptica (Vilaseca et al, 2009; Vilaseca et al, 2010).

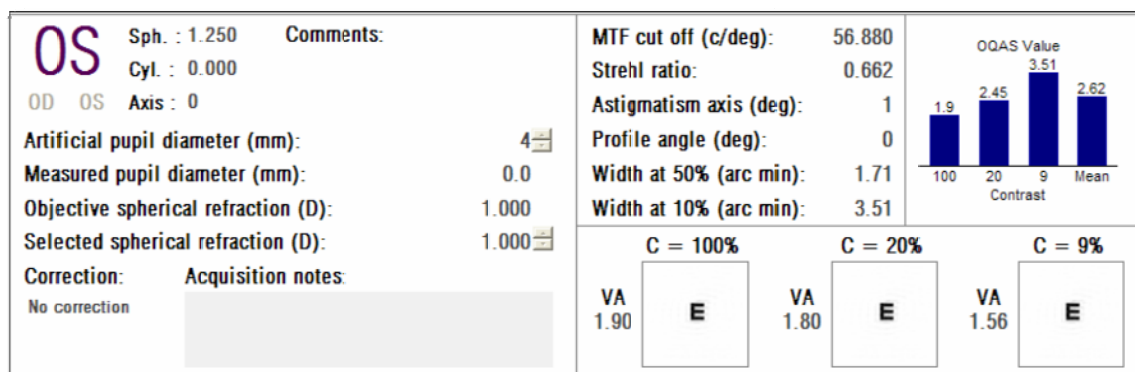


Fig. 4.9. Valores que muestra la pantalla de resultados, con presentación del OQAS Value en la parte superior derecha.

4.2.5. Cuestionario de satisfacción visual

Con la finalidad de valorar subjetivamente la satisfacción visual del paciente se realiza un cuestionario que incluye las siguientes preguntas:

1. ¿Cree que necesita usar gafas para lejos (ver la televisión, conducir...)?
2. ¿Cree que necesita usar gafas para distancia intermedia (ordenador)?
3. ¿Cree que necesita usar gafas para cerca (lectura, coser...)?
4. ¿Tiene dificultades en la visión nocturna (conducir por la noche)?
5. ¿Tiene la sensación de ver halos?
6. ¿Tiene la sensación de deslumbramiento (cuando mira a los faros de los coches)?

La respuesta a todas las anteriores preguntas se evalúa mediante un test presentado al paciente que consta de una línea vertical (el extremo inferior simularía una puntuación pobre=0; y el extremo superior una puntuación excelente = 100, en el caso, por ejemplo, de la evaluación de la independencia de gafas a las distintas distancias) dónde el paciente debe marcar con una cruz el nivel de satisfacción visual que presenta (fig. 4.10).

<p>V. lejana</p> <p>EXCELENTE</p> <p>MALA</p>	<p>V. intermedia</p> <p>EXCELENTE</p> <p>MALA</p>	<p>V. cerca</p> <p>EXCELENTE</p> <p>MALA</p>
<p>Halos</p> <p>EXCELENTE</p> <p>MALA</p>	<p>Deslumbramiento</p> <p>EXCELENTE</p> <p>MALA</p>	<p>Conducción nocturna</p> <p>EXCELENTE</p> <p>MALA</p>

Fig. 4.10. Test entregado al paciente dónde este marca con una cruz la respuesta.

En el caso de halos y deslumbramientos, un valor elevado nos indica que no existen y/o que prácticamente son impredecibles, dichos fenómenos. Es decir, cuanto mayor es el valor de la respuesta, mejor puntuación subjetiva da el paciente.

A partir de ahí se calcula numéricamente el valor obtenido por el paciente mediante la medición en dónde este situada la cruz en la línea.

4.3.- Lentes intraoculares del estudio

A continuación se describen las lentes empleadas en el estudio. Sus principales características se encuentran en la siguiente tabla (tabla 4.1). Se analizan y comparan dos tipos de lentes de reciente aparición en el ámbito oftalmológico y con distintas características ópticas.


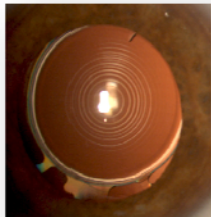
	Mplus	FineVision
Aspecto		
Óptica	Refractiva Superficie posterior asférica	Difractiva apodizada
Add	Cerca (+3.00 D/+1.50 D) (+2.50 en plano gafa)	Intermedia (+1.75 D) Cerca (+3.50 D) (sobre la lente)
Distribución energética de la luz	Lejos 50% Cerca 50% (a partir de 2 mm de apertura pupilar)	Lejos 43% Intermedia 15% Cerca 28% (para 3 mm de apertura pupilar)

TABLA 4.1: Características principales de las lentes empleadas en el estudio.

4.3.1.- Multifocal refractiva Mplus

La lente Mplus (distribuida y fabricada por Oculentis GmbH, Berlin y Topcon Europe Medical B.V., Rotterdam) está basada en una nueva óptica multifocal con la finalidad no solo de corregir la presbicia, sino también de mejorar la sensibilidad al contraste y de disminuir la percepción de halos y otros fenómenos fóticos no deseados. Se trata de una lente que posee una característica óptica que la difiere de las lentes tradicionales (refractivas y difractivas). Su superficie presenta una variación en su curvatura, sin la existencia de escalones difractivos. Emplea un diseño de óptica multifocal refractiva junto con una superficie posterior asférica. La multifocalidad para visión cercana se logra gracias a un sector situado en la mitad inferior de la lente que trae consigo una adición de +3.00 D. Se trata de un tipo de lente no rotacional ya que se divide en dos secciones, de distinto radio, con cierta transición entre ellas. Los centros de curvatura de las dos superficies están en el eje óptico de la lente. El vértice de las dos superficies coincide en el origen 0. Por lo tanto no existirá salto de imagen (lejos-cerca) mientras que los dos focos de la lente estén en su eje óptico (fig. 4.11).

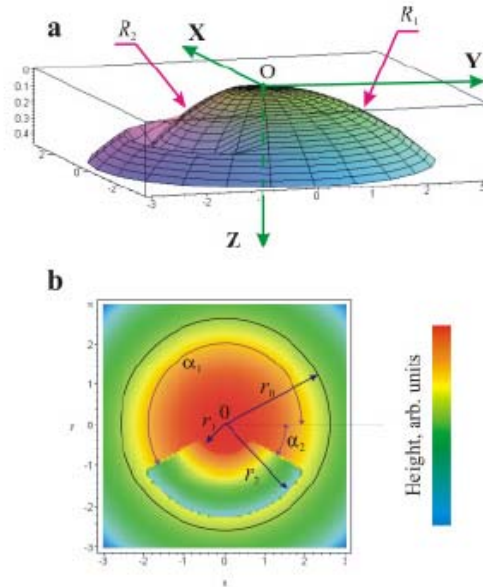


Fig. 4.11. Diseño de la lente: (a) superficie de relieve, (b) mapa color en 2 dimensiones.
(Fuente: Colom et al, 2011)

Este modelo óptico permite que la lente sea pupiloindependiente ya que la distribución de la luz en cerca y lejos es controlada por el sector angular. La luz que atraviesa ambas zonas se focaliza a lo largo del eje óptico, consiguiendo, así, según datos del fabricante, una menor pérdida de luz y un aumento de la sensibilidad al contraste (fig. 4.12).

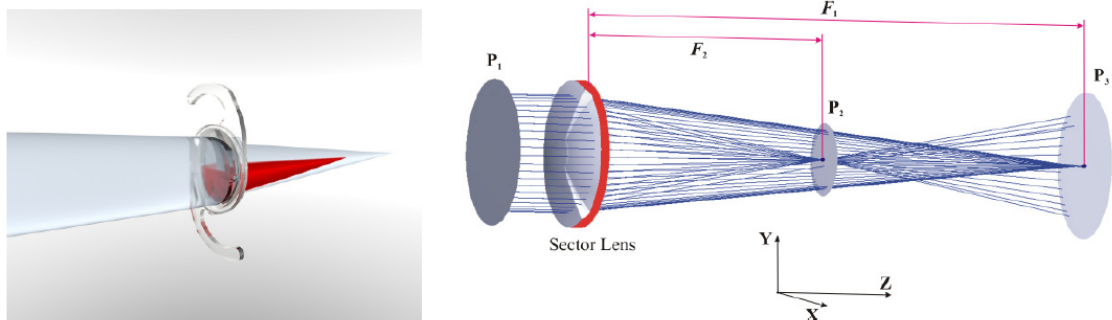


Fig. 4.12. Funcionamiento de la lente cuando atraviesa un haz colimado. La luz se propaga a lo largo del eje Z focalizando en las zonas P_1 y P_2 .
(Fuente: Colom et al, 2011)

A pesar de tener un diseño refractivo, la lente Mplus tiene la ventaja principal de ser una lente pupiloindependiente. Además, gracias a su diseño, aun que quede ligeramente descentrada no influye negativamente en la visión final, como pasaría con las lentes difractivas, dónde cualquier mínimo descentramiento provoca grandes problemas visuales.

La lente Mplus se presenta en dos formatos principales: forma de plato o hápticos. El diseño mediante hápticos (LS-312 MF) tiene una longitud total de 12 mm y está disponible desde potencias de 5.00 D hasta 36.00 D en pasos de 0.50 D. El diseño de plato (LS-313 MF) tiene una longitud total de 11 mm y dispone de potencias que van desde las 10.00 D hasta las 30.0 D en pasos de 0.50 D. En el presente estudio se han empleado las lentes con diseño de plato ya que en anteriores ocasiones se había observado cierta rotación de la lente tras la intervención con las de diseño con hápticos.

Existen varios estudios que analizan la función y eficacia de la lente Mplus, así como la valoración subjetiva de los pacientes implantados con la misma, tal y como se realiza en este estudio. Así, varios autores (Muñoz et al, 2011) mostraron que la lente Mplus afecta en menor medida la función de sensibilidad al contraste, si se compara con las lentes difractivas, ya que la mayor parte de luz que atraviesa la lente en la sección superior va dirigida a focalizar la imagen en lejos, evitando el efecto de dispersión de luz que ocasionan aquéllas. La SC en condiciones fotópicas es similar a la obtenida mediante lentes monofocales, sin embargo no es así para distancias cercanas y condiciones mesópicas con o sin deslumbramiento, donde se ha encontrado una reducción en las frecuencias espaciales altas.

Algunos autores indican que la agudeza visual cercana y lejana es excelente con estas lentes, pero se ha encontrado una discreta disminución para distancias intermedias, si bien es mayor que en lentes difractivas, al documentarse que éstas generalmente proporcionan excelente visión en lejos y cerca, pero un descenso de visión intermedia, ocasionando insatisfacción en muchos pacientes implantados con las mismas (Chiam et al, 2006).

Por último cabe destacar una mejora subjetiva en la evaluación visual de fenómenos fóticos, como el deslumbramiento, halos y dificultad en la conducción nocturna, para la lente multifocal Mplus en comparación con las lentes multifocales difractivas (Kohnen et al, 2009).

4.3.2- Multifocal difractiva trifocal FineVision

Las aplicaciones oftalmológicas de las lentes difractivas multifocales han experimentado un notable desarrollo en los últimos quince años. Una de las últimas incorporaciones en el mercado oftalmológico es la llamada lente trifocal FineVision, fabricada por la casa Medical Mix S.L. Combina una óptica multifocal con tres focos bien marcados: *Far*, *Intermediate* (+1.75 D), *NEar* (+3.50 D). Su óptica presenta una convolución de la superficie anterior difractiva donde, mediante apodización, se regula la cantidad de luz distribuida a los puntos de visión de cerca, intermedia y lejos. Así la altura de los escalones determinará la cantidad de energía localizada en cada foco

La cara posterior de la lente presenta una superficie esférica para reducir las aberraciones esféricas creadas por la córnea (como se ha indicado anteriormente, estas aberraciones se compensan parcialmente en el cristalino natural).

Así, a partir de la descripción de la óptica de esta lente (difractiva) se concluye que se trata de un diseño pupiloindependiente. Sin embargo, en el caso de la lente FineVision, al tener una superficie apodizada, el diámetro pupilar puede variar la calidad visual al modificar la cantidad de luz que llega a cada foco. Es decir, existe una pérdida de luz incidente y con ello una distribución asimétrica de la energía que dependerá del diámetro pupilar: según aumenta el diámetro pupilar, la altura de los escalones expuestos disminuye progresivamente, originando que una mayor distribución de la luz se dirija al foco de lejos y menos al de cerca (fig. 4.13). Esto resulta en una dominancia de la distancia de lejos en situaciones escotópicas cuando la pupila se dilata, por ejemplo durante la conducción nocturna. Debe tenerse en cuenta que, con cualquier lente multifocal, la imagen desenfocada del foco de cerca, en condiciones de pupila dilatada, se ve normalmente como un halo. La apodización mejora este fenómeno difractivo indeseado, debido a que por la noche toda la luz se dirige al foco de lejos. Este hecho hace que, según el fabricante, estas lentes sean la opción de implantación ideal en pacientes conductores profesionales nocturnos. Podemos resumir que se preserva buena AV en lejos para condiciones de oscuridad, sin embargo no ocurre lo mismo para las demás distancias. Existe un ligero descenso en la AV para distancias en cerca e intermedia bajo condiciones mesópicas (Gatinel et al, 2011).

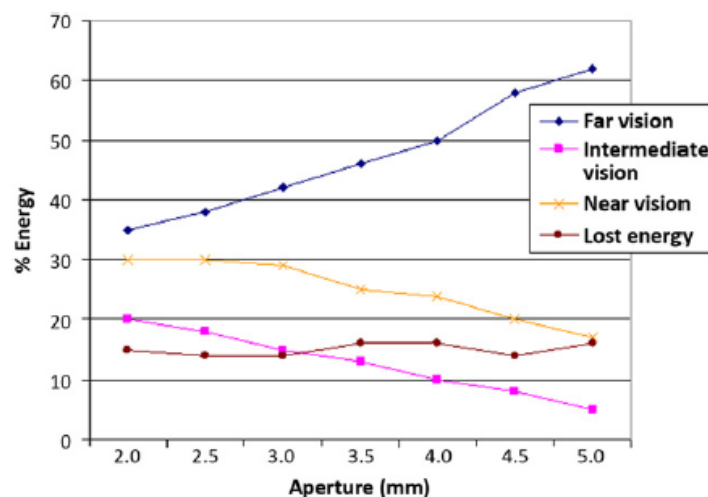


Fig. 4.13. Distribución de la luz para distintos diámetros pupilares en distancia lejana, cercana e intermedia, junto con la pérdida de energía.

(Fuente: Gatinel et al, 2011)

Según muestran los nuevos diseños de lentes multifocales del presente estudio, éstas pretenden solucionar las dificultades existentes en anteriores lentes refractivas y difractivas, como pueden ser los fenómenos fóticos (halos y *glare*), así como una mejora en la AV a ciertas distancias. En el desarrollo del presente trabajo, analizaremos dichos elementos ya que se pone en práctica la comparación de dos lentes de reciente aparición en el mercado de la oftalmología.

4.4.- Metodología

4.4.1.- Descripción

El siguiente estudio observacional longitudinal comprende la recogida de datos pre y post quirúrgicos en pacientes intervenidos bilateralmente de cataratas mediante la implantación de una lente refractiva no rotacional, sectorial (Mplus) y una lente trifocal difractiva con diseño apodizado (FineVision).

Previamente a la intervención, a todos los pacientes se les realizó un examen optométrico y oftalmológico completo, incluyendo: examen refractivo (lejos y cerca), evaluación con lámpara de hendidura, medición de la presión intraocular mediante aplanación de Goldmann, y examen de fondo de ojo bajo dilatación pupilar. Fueron evaluadas las agudezas visuales monocular y binocular, sin corrección (UDVA) y con corrección (CDVA) en lejos (a 3.5 m), en distancia intermedia UIVA, DCIVA (a 80 cm) y en distancia cercana UNVA, DCNVA (a 40 cm). Previamente a la intervención se tomaron las medidas de sensibilidad al contraste mediante el test CSV-1000E en condiciones escotópicas, fotópicas y de deslumbramiento. Por último fue evaluada la visión binocular y fueron anotados los resultados de estereopsis.

Procedimiento quirúrgico

Se determinó la potencia refractiva corneal mediante topografía corneal con Pentacam. Los valores de longitud axial fueron determinados mediante biometría de no contacto con el instrumento IOL Máster (Carl Zeiss Meditec AG). Se aplicaron las fórmulas de SRK/T para ojos emétopes u ojos con longitudes axiales mayores de 22.0 mm, mientras que para ojos menores de 22.0 mm se aplicaron las fórmulas de Hoffer-Q. La constante empleada fue de 118.2.

Todas las intervenciones fueron llevadas a cabo por el mismo cirujano oftalmólogo (C.M.C) empleando la técnica estándar de facoemulsificación con microincisión sin sutura. A todos los pacientes se les administró anestesia tópica (lidocaína 2%) intracamerular. Se realizó la incisión en el meridiano más curvo, anteriormente marcado en la lámpara de hendidura. Se utilizó el facoemulsificador empleado por los laboratorios Abbot S.A. La LIO fue introducida en el saco capsular, asegurando una buena colocación y centrado de la misma, manejando los inyectores recomendados por cada fabricante de lente. El tratamiento postoperatorio incluyó Moxifloxacin (Vigomax®) 8 horas durante 1 semana, Dexametasona (Dexafree ®) 8 horas 1 semana y cada 12 horas la 2ª y 3ª semana y Diclofenaco (Diclofenaco Lepori ®) cada 12 horas durante 4 semanas.

Datos postoperatorios

Se realizó la recogida de datos 1 mes tras la intervención, al no ser posible, por razones temporales, incluir los datos a más largo plazo de todos los pacientes incluidos en el mismo.

Se obtuvo la toma de AV sin corrección y, en caso de precisar graduación postquirúrgica, también con corrección, de manera monocular y binocular, para lejos, cerca y distancia intermedia. La función de sensibilidad al contraste fue tomada bajo condiciones fotópicas, mesópicas y de deslumbramiento mediante el test CSV-1000E de manera binocular y con la mejor corrección, situando al paciente a 2.5 m del test, repitiendo el mismo procedimiento aplicado preoperatoriamente. A continuación se evaluó la estereopsis, la satisfacción visual del paciente, a través del cuestionario descrito anteriormente, y la calidad de imagen retiniana mediante el dispositivo OQAS, bajo condiciones de diámetro pupilar de 4 mm, incidiendo en los valores de MTF, OSI y OQAS *Values*.

Todas las medidas del estudio fueron tomadas por el mismo optometrista, siendo ésta la misma realizadora del presente trabajo.

4.4.2.- Análisis estadístico

El estudio determinó, por un lado, las variables clasificadas de respuesta subjetiva, que incluyen agudeza visual decimal, estereopsis y sensibilidad al contraste en condiciones escotópicas, fotópicas y con deslumbramiento. Por otro lado, se obtienen las variables clasificadas como respuesta objetiva, que comprenden los valores obtenidos por el dispositivo OQAS. Éstas constan del OQAS Value a 100%, 20%, 9%, el Strehl Ratio, la MTF CUT-OFF y el valor OSI. Con criterios de corrección estadística, en los casos de mediciones monoculares, se escoge un solo ojo, al azar, por cada paciente.

Previo al análisis estadístico de los datos, se convirtieron los valores de AV decimal en valores logMAR, tal y como se indica en el apartado 2.4.1. Adicionalmente, se calculó el índice de efectividad en visión lejana, definido como la relación entre la AV preoperatoria con corrección y la AV postoperatoria sin corrección. Calculando este índice a partir de los valores de AV decimal, un ratio igual o superior a 1 indica una mejor AV postoperatoria sin corrección que preoperatoria con corrección, un valor por otro lado esperado por tratarse de pacientes muchos de los cuales tiene un cierto grado de opacificación cristalina.

Para el análisis estadístico se utilizó el programa IBM SPSS v.20. Tras revisar la normalidad de los datos con el test de Kolmogorov-Smirnov se optó por un análisis no paramétrico, al encontrarnos con muchas variables de distribución no normal, además de la limitación intrínseca resultante del reducido tamaño de la muestra. En primer lugar se analizaron, a través del test Mann-Whitney, las diferencias entre ambos grupos de pacientes por lo que se refiere a los datos preoperatorios, incluida la edad, para asegurarnos que se trata de grupos comparables. El mismo test se utilizó para comparar los datos postoperatorios entre los dos grupos de pacientes. Finalmente, se empleó el test de Wilcoxon de grupos pareados para evaluar las diferencias, dentro del mismo grupo de pacientes, entre los valores pre y postoperatorios en AV, estereopsis y SC. Adicionalmente, si bien no era objetivo del presente estudio, se evaluaron las posibles correlaciones entre los valores de satisfacción visual (como halos,

independencia de gafas a las distintas distancias, etc.) y los valores de calidad de imagen retiniana obtenidos con el OQAS. Para estudiar dichas correlaciones se empleó el test no paramétrico de la rho de Spearman.

En todos los casos se consideró una $p < 0.05$ como indicadora de significación estadística.

5. RESULTADOS

El presente capítulo hace referencia en primer lugar, a la descripción detallada de la muestra que participó en el estudio, y en segundo lugar a la explicación de los resultados obtenidos tal y cual se detalla en el apartado de metodología.

5.1. Descripción de la muestra

Fueron incluidos en el estudio un total de 14 ojos (elegidos al azar) de 14 sujetos, 6 hombres (42.9%) y 8 mujeres (57.1%). Seis ojos fueron destinados al implante de las lentes FineVision (4 mujeres (28.6%) y 2 hombres (14.3%)) y 8 a las Mplus (4 mujeres (28.6%) y 4 hombres (28.6%)). Para la primera lente, la media de edad fue de 55.83 ± 10.72 años en un rango entre los 46 y 73 años; mientras que para la segunda, la media fue de 66.75 ± 8.63 años en un rango entre los 56 y 77 años.

Descripción de la muestra			
Características	Grupo A	Grupo B	Significación estadística (p)
Ojos / pacientes	6 / 14	8 / 14	
Hombres / mujeres	2 / 4	4 / 4	
Edad media \pm SD	55.8 ± 10.7	66.7 ± 8.6	0.052
Esfera media \pm SD	0.42 ± 2.76	1.91 ± 0.82	0.365
Add media \pm SD	2.13 ± 0.44	2.69 ± 0.32	0.030
Grupo A = FineVision; Grupo B = Mplus			

TABLA 5.1. Sujetos del estudio.

Los resultados de la Rx esférica y cilíndrica preoperatorios, para las lentes FineVision, 2 ojos presentan graduación esférica entre -1.50 y -3.50 D, 2 ojos entre 0 y 2 D y 2 más con graduaciones entre 2 y 4 D, con un valor promedio de 0.42 ± 2.76 D. Para las lentes Mplus, 4 ojos muestran valores de refracción esférica preoperatoria entre 0 y 2 D y los restantes 4 entre 2 y 4 D, con un valor promedio de 1.91 ± 0.82 D. Por su parte, según los criterios de exclusión, todos los pacientes tenían un valor de astigmatismo inferior a -1.50 D, siendo este valor de 0 a -0.5 D en 5 ojos y de -1.0 a -1.5 D en 1 ojo para la lente FineVision, con un promedio de -0.50 ± 0.55 D. Por su parte, en las Mplus encontramos valores de 0 a -1.0 D en 7 ojos y únicamente 1 caso presentaba un valor de -1.25 D, con un promedio de -0.78 ± 0.28 D.

En cuanto a la adición preoperatoria, en las lentes FineVision, 3 ojos presentan una adición entre 1.50 D y 2 D, 2 ojos entre 2 D y 2.5 D y un último ojo entre 2.5 D y 3 D, con un promedio de 2.13 ± 0.44 D. En el caso de las Mplus, 3 ojos presentan adiciones entre 2 D y 2.5 D, y los 5 restantes entre 2.5 D y 3 D, con un valor promedio de 2.69 ± 0.32 D.

5.2 Descripción de los resultados obtenidos

-Análisis preoperatorio (entre los dos grupos):

En la comparación de los resultados preoperatorios entre ambas lentes utilizamos la prueba de Mann-Whitney, ya que trata distintos grupos, si bien podrían considerarse de similar varianza.

Para el presente estudio es imprescindible que los ojos de ambos grupos sean lo máximo de iguales, para poder atribuir cualquier diferencia postoperatoria a las lentes, y no a las propias diferencias preoperatorias entre los pacientes. Vemos que ambos grupos son similares en todos los parámetros preoperatorios, con la excepción de la adición ($p=0.03$). El grupo FineVision posee una media de 2.12 D y el grupo Mplus 2.67 D, con lo que cabe destacar que para éstas últimas se presenta un valor de adición mayor. Por otro lado, es lógico pensar que el valor de la edad está estrechamente relacionado con el valor de la adición, por lo que la diferencia entre los dos grupos, por lo que se refiere a la edad, es casi estadísticamente significativa ($p=0.052$). En cuanto a los restantes datos de estereopsis, sensibilidad al contraste y AV pre no se presentaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos de pacientes ($p>0.05$ en todos los casos).

-Análisis postoperatorio (entre ambas lentes):

Si nos referimos al análisis postoperatorio, comparando los resultados entre ambas lentes nos encontramos el valor de estereopsis con diferencias estadísticamente significativas ($p=0.029$), con una media estadística de 75.0 para FineVision, en comparación con la media estadística de 41.2 en la Mplus. En cuanto al deslumbramiento, queda cerca de valores estadísticamente significativos ($p=0.093$) pero sin cumplir con el punto de corte determinado por $p<0.05$, con valores de media de 51.6 y 74.0 en lentes FineVision y Mplus, respectivamente. Para el resto de parámetros sometidos a análisis (esfera residual, agudezas visuales, índice de eficacia y sensibilidad al contraste en condiciones fotópicas, escotópicas y con deslumbramiento) no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas entre ambas lentes ($p<0.05$ en todos los casos), tabla 5.2.

Resultados obtenidos			
Características	Grupo A	Grupo B	Significación estadística (p)
AVsc VL post	-0.01 ± 0.03	0.02 ± 0.04	0.149
Índice Eficacia	1.25 ± 0.27	1.13 ± 0.23	0.133
AVsc VI post	0.01 ± 0.02	0.04 ± 0.06	0.679
AVsc VC post	0.02 ± 0.04	0.02 ± 0.04	0.821
AVcc VL post	-0.01 ± 0.03	0.00 ± 0.04	0.228
AVcc VI post	0.00 ± 0.00	0.03 ± 0.06	0.204
AVcc VC post	0.02 ± 0.04	0.01 ± 0.02	0.751
Stereopsis post	75.0 ± 39.8	41.2 ± 3.5	0.029
SC esc post A	1.86 ± 0.16	1.82 ± 0.19	0.641
SC esc post B	2.02 ± 0.22	2.01 ± 0.17	0.839
SC esc post C	1.72 ± 0.22	1.71 ± 0.10	0.683
SC esc post D	1.25 ± 0.25	1.27 ± 0.20	0.895
SC fot post A	1.81 ± 0.18	1.80 ± 0.20	1.000
SC fot post B	2.07 ± 0.16	2.01 ± 0.24	0.741
SC fot post C	1.69 ± 0.21	1.80 ± 0.16	0.295
SC fot post D	1.33 ± 0.21	1.36 ± 0.21	0.689
SC desl post A	1.68 ± 0.15	1.63 ± 0.13	0.589
SC desl post B	1.87 ± 0.17	1.77 ± 0.13	0.310
SC desl post C	1.59 ± 0.2	1.67 ± 0.13	0.347
SC desl post D	1.20 ± 0.24	1.23 ± 0.17	0.735
Deslumbr	51.6 ± 18.9	74.0 ± 18.5	0.093
Conducc N.	63.5 ± 16.5	73.4 ± 13.9	0.519
Grupo A = FineVision; Grupo B = Mplus			

TABLA 5.2. Descripción de los resultados post para cada tipo de lente.

Por su parte, los datos objetivos capturados mediante el OQAS se presentan en la tabla 5.3.

Adicionalmente, y con la finalidad de complementar los datos subjetivos, abordamos la relación entre los valores relacionados con fenómenos fóticos (halos y deslumbramientos) y los valores de calidad de imagen retiniana objetiva proporcionados mediante el dispositivo OQAS, es decir, evaluamos la correlación entre el OQAS y los fenómenos fóticos. Para ello utilizamos un test de correlación de rho de Spearman no paramétrico, donde obtenemos valores entre -1 y 1, siendo los valores próximos a 0 indicadores de poca correlación, y valores próximos a 1 o -1 de una buena correlación positiva o negativa, respectivamente.

Variables de calidad óptica (OQAS)							
Grupo A	OSI	MTF	OQAS Values				
			100% Contrast	20% Contrast	9% Contrast	Strehl Ratio	Objective refraction
Media	1.33	27.14	0.91	0.92	1.01	0.18	0.46
SD	0.58	5.34	0.18	0.18	0.23	0.04	0.43
Max	2.0	33.840	1.130	1.190	1.350	0.231	1.25
Min	0.7	21.340	0.710	0.730	0.790	0.147	0.00
Grupo B							
Media	1.09	32.17	1.07	0.98	0.9	0.17	0.22
SD	0.64	7.77	0.26	0.32	0.39	0.05	0.34
Max	2.1	47.798	1.590	1.570	1.510	0.257	1.0
Min	0.2	23.288	0.780	0.690	0.450	0.120	0.0
Sig. (p)	0.475	0.197	0.219	1.000	0.439	0.796	0.137
Grupo A = FineVision; Grupo B = Mplus							

TABLA 5.3: Variables de calidad óptica.

En la tabla 5.4 podemos observar dichos resultados, dónde se encuentran interesantes correlaciones entre los fenómenos fóticos y los valores del OQAS:

-La presencia de halos está estrechamente relacionada con el factor deslumbramiento ($\rho = 0.846$) con correlación positiva, dando lugar a que a mayor existencia de halos mayor sensación de deslumbramientos y viceversa.

-Por otro lado, se halló una correlación positiva de 0.638 y 0.616 entre los halos y los valores de OQAS de MTF y OQAS Values 100%, respectivamente. Esto mismo sucede cuando nos referimos al deslumbramiento (ρ de 0.676 y 0.643 al relacionarlo con los valores de MTF y OQAS Values 100%, respectivamente). En resumen, valores elevados de MTF y OQAS Values 100% serán indicativos de presencia fenómenos fóticos como halos y deslumbramientos. Recordemos que la MTF representa las características del sistema visual en cuanto al filtrado, transmisión y atenuación de las frecuencias espaciales, por lo que, cuando existan fenómenos fóticos como halos y deslumbramiento, éstos alteran su resultado.

-Análisis pre y post (para cada lente):

Para la comparación entre valores pre y post para cada lente por separado se emplea el test de Wilcoxon de muestras pareadas, dado que estamos comparando valores dentro del mismo sujeto.

	Edad	Add	Halos	Deslum.	Conduc. nocturna	OSI	MTF	OQAS Values 100%	20%	9%	STREHL ratio
EDAD ·Coef. de correlación ·Sig. (bilateral)		,828** <,001	,617* ,019	,500 ,069	,590* ,034	,307 ,286	,110 ,708	,097 ,741	-,146 ,619	-,377 ,184	-,383 ,176
ADD ·Coef. de correlación ·Sig. (bilateral)			,469 ,091	,458 ,100	,572* ,041	,081 ,783	,246 ,396	,254 ,381	-,242 ,404	-,506 ,065	-,296 ,305
HALOS ·Coef. de correlación ·Sig. (bilateral)			.	,846** <,001	,540 ,057	-,131 ,656	,638* ,0114	,616* ,019	,272 ,347	-,076 ,797	,064 ,827
DESLUMBRAMIENTOS ·Coef. de correlación ·Sig. (bilateral)					,605* ,028	-,216 ,458	,676** ,008	,643* ,013	,359 ,208	,086 ,770	,313 ,276
CONDUCCIÓN NOCTURNA ·Coef. de correlación ·Sig. (bilateral)						,284 ,346	,298 ,324	,312 ,300	-,043 ,890	-,044 ,886	,201 ,510
OSI ·Coef. de correlación ·Sig. (bilateral)							-,625* ,017	-,619* ,018	-,507 ,064	-,365 ,200	-,493 ,073
MTF ·Coef. de correlación ·Sig. (bilateral)								,998** <,001	,632* ,015	,376 ,185	,653* ,011
OQAS Values 100% ·Coef. de correlación ·Sig. (bilateral)									,627* ,016	,372 ,190	,650* ,012
20% ·Coef. de correlación ·Sig. (bilateral)										,861** <,001	,663** ,010
9% ·Coef. de correlación ·Sig. (bilateral) ·N											,802** ,001

** . La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral)

* . La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral)

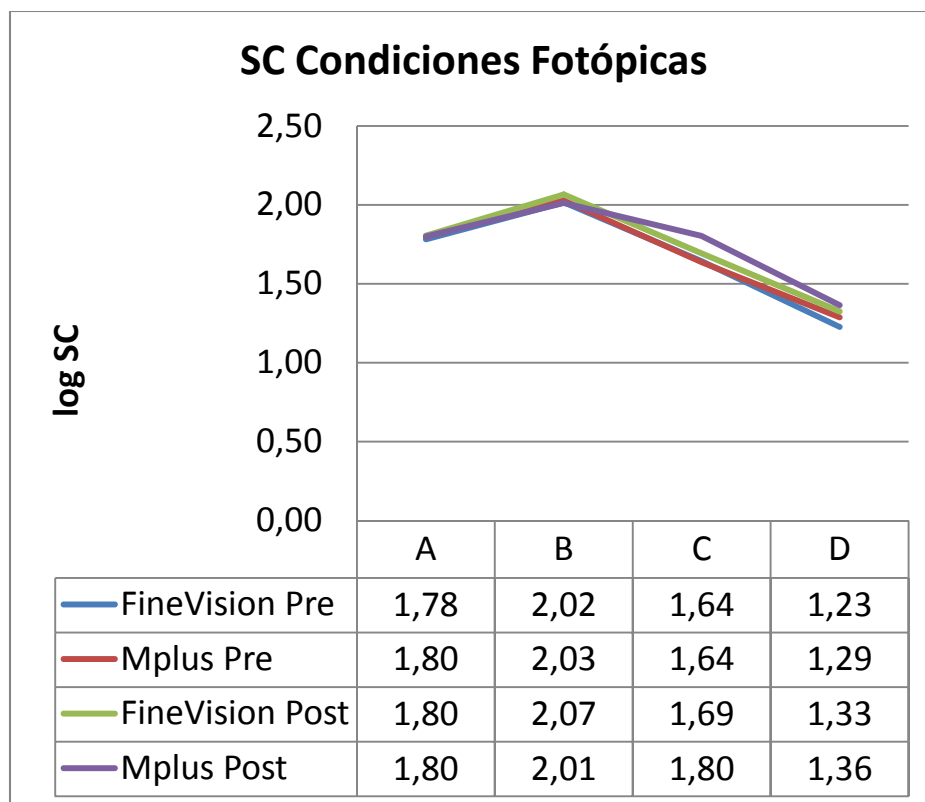
TABLA 5.4: Correlaciones entre todas las variables.

Para las lentes FineVision, comparando los datos pre con los postoperatorios, únicamente se encuentran diferencias estadísticamente significativas ($p=0.043$) en la AVcc pre *versus* AVcc post para visión lejana, con valores de media 0.079 y -0.011, respectivamente. Para los restantes valores de estereopsis y SC en condiciones fotópicas, mesópicas y de deslumbramiento no se encuentran diferencias estadísticamente significativas.

Para las lentes Mplus, por su parte, se hallan diferencias estadísticamente significativas ($p=0.049$) en AVcc pre *versus* AVcc post para visión lejana, con valores de media 0.073 y -0.001 respectivamente, sin diferencias en los valores de estereopsis.

Por otro lado, en las mismas lentes, las diferencias en los valores en SC (fig 5.1) para altas frecuencias (18 ciclos/grado, valor D) en condiciones escotópicas y de deslumbramiento se aproximan a la significación estadística ($p=0.061$ y $p=0.084$, respectivamente). Se observa, pues, una mejora en la SC para altas frecuencias en condiciones escotópicas (media de SC pre=1.124 y post=1.294), y en condiciones de deslumbramiento (media de SC pre=1.124 y post=1.230).

Esta mejora, apreciable en ambos tipos de lentes, pero principalmente en la Mplus, se debe interpretar, sin embargo, teniendo en cuenta que muchos de los pacientes intervenidos tenían una cierta opacificación cristalínica preoperatoria debida a sus cataratas.



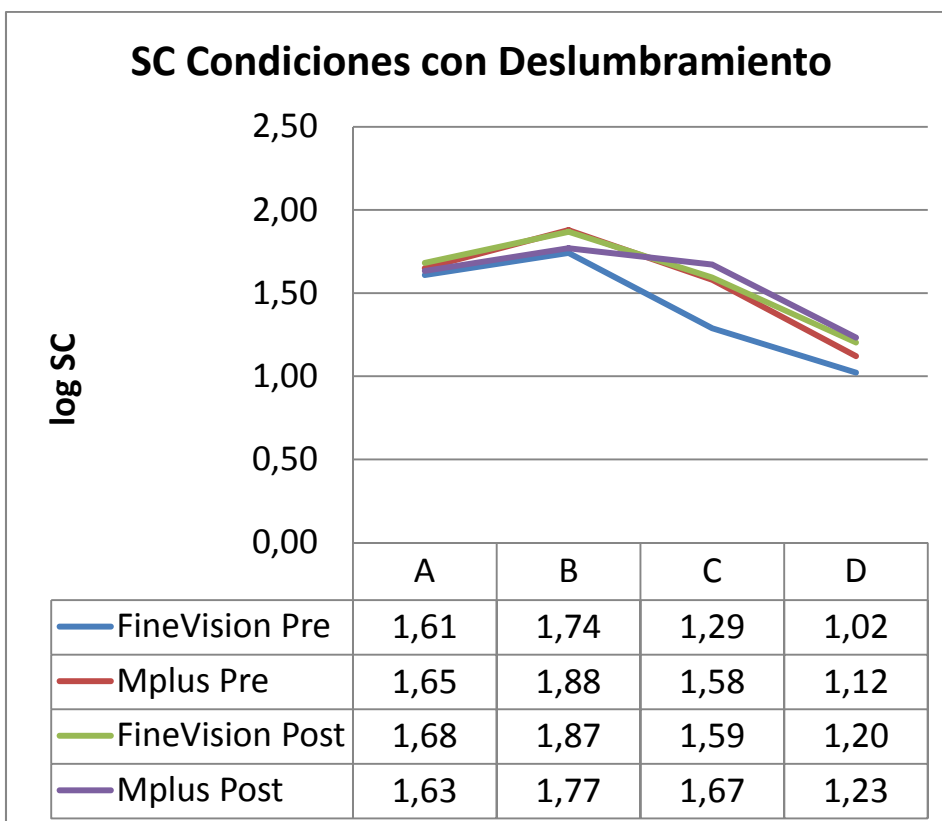
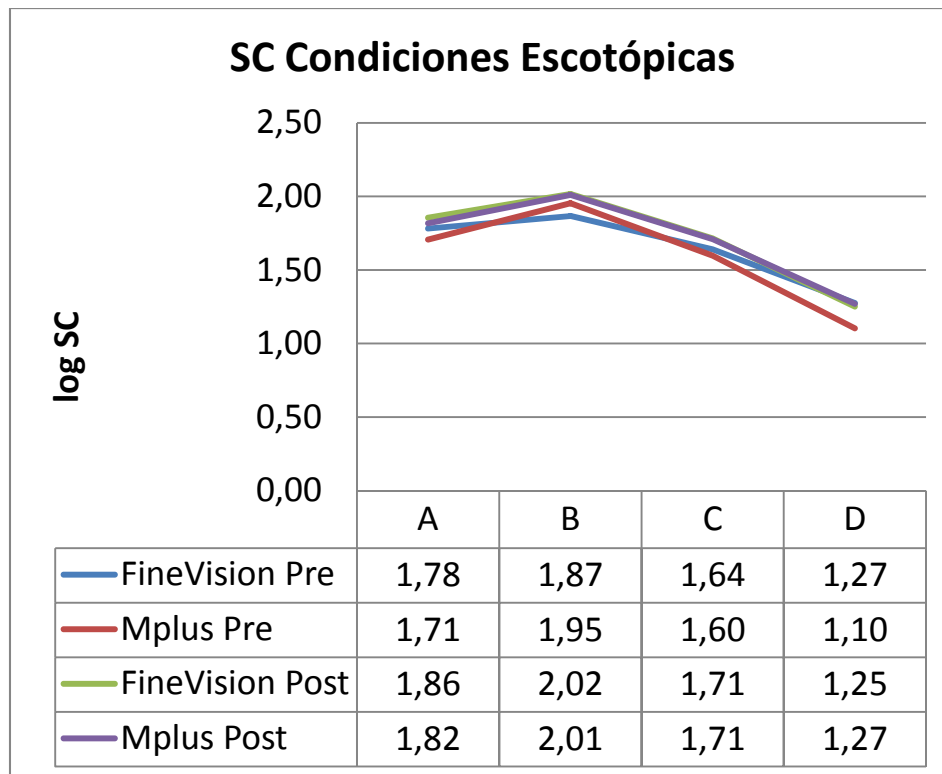


Fig. 5.1: Resultados de SC para condiciones fotópicas, escotópicas y de deslumbramiento, para cada tipo de lente, pre y post cirugía.

6. DISCUSIÓN

Las lentes intraoculares multifocales han sido diseñadas con la finalidad de proporcionar una buena calidad visual sin necesidad de usar gafas, para distancias en lejos, intermedia y cerca, tras cirugía de cataratas o en cristalino claro. Se pueden distinguir dos tipos de LIOs multifocal, en lo que respecta a su diseño óptico: las clásicas de rotación simétrica, y un nuevo concepto caracterizado por un segmento inferior que incluye la parte de distancia próxima. Para las primeras, de rotación simétrica, se distinguen tres tecnologías diferentes: las difractivas, refractivas e híbridas (combinación de las refractivas y difractivas). La mayoría de diseños obtienen buenos resultados visuales en cuanto a la AV, no por ello sin ciertas desventajas que provocan algunas limitaciones (Zelichowska et al, 2008). Así, principalmente las LIOs difractivas se asocian con fenómenos fóticos que provocan deslumbramientos y/o halos (Montès-Micó et al, 2003). Se han desarrollado nuevas ópticas para mejorar los efectos indeseados producidos por las lentes ya existentes. La lente Mplus, incluida en el presente estudio, es un claro ejemplo, cuya óptica anterior esférica contiene una zona de visión en lejos combinada con un segmento inferior en cerca de adición +3.00 D, junto con una ligera transición entre las zonas de cerca y lejos. Si nos centramos en diseños difractivos, también encontramos nuevas tecnologías de superficie difractiva apodizada, con la finalidad de disminuir, si no eliminar, los efectos fóticos de halos y deslumbramientos. Un claro ejemplo de este nuevo diseño es la lente trifocal (FineVision), analizada en el presente trabajo.

El objetivo del estudio ha sido comparar los resultados visuales tras la implantación de LIOs multifocales Mplus y FineVision, para todas las distancias, así como la estereopsis y los resultados objetivos de calidad visual mediante OQAS, en pacientes intervenidos de cirugía de cataratas, un mes tras la implantación de las lentes. Podemos presumir que nuestro estudio es el primero en comparar dos nuevas tecnologías de multifocalidad, ya que ambas son de reciente aparición y, por lo tanto, no existen análisis previos.

En nuestra discusión vamos a tratar las diferencias entre los valores preoperatorios y postoperatorios, por una parte, y de las diferencias en el comportamiento de los dos tipos de lentes al mes de la intervención, por otra.

Así, podemos destacar que se han encontrado diferencias estadísticas en AVcc, con mejores resultados en AVcc post para visión lejana en los dos tipos de lente, lo cual nos indica una mejora visual final en lentes intraoculares multifocales. Esto confirma la eficacia de dichas lentes, al mes de la intervención, y cuando el paciente presenta una cierta facoesclerosis previa. En otros estudios, dónde se analizan las lentes por separado, se obtienen resultados similares en cuanto a la mejora de la AV tras la intervención (Cochener, 2012; McAlinden et al, 2010; Muñoz et al, 2011). Por su parte, existen publicaciones (Alió et al, 2012) que comparan la lente Mplus con las lentes difractivas multifocales Acri.Lisa 366D (Zeiss, Oberkochen, Germany). En dicho caso, la lente Mplus aportó una mejor visión intermedia y mejores resultados de sensibilidad al contraste, mientras que en la lente difractiva se obtuvieron mejores rendimientos en AV para lejos y cerca. En el presente trabajo, en cuanto a la AV de lejos, intermedia y

cerca, no existen diferencias estadísticamente significativas entre las lentes Mplus y FineVision, si bien resulta difícil cualquier comparación entre estudios en los que emplean lentes de diseños distintos.

Si hacemos hincapié en los valores de sensibilidad al contraste, en nuestro estudio no se encuentran diferencias estadísticamente significativas para las lentes trifocales FineVision entre los valores preoperatorios y los postoperatorios (Pieh et al, 1998). Si tenemos en cuenta que los pacientes presentaban un cierto grado de cataratas preoperatorio, las lentes difractivas FineVision no logran mejorar de forma significativa la SC de los pacientes, una vez intervenidos. Para las lentes Mplus observamos una diferencia casi significativa entre los valores pre y post en SC para altas frecuencias 18 c/g en condiciones escotópicas y con deslumbramiento. Estos resultados se aproximan a los descritos por otros autores (Alió et al, 2011; Muñoz et al, 2011), quienes muestran que para condiciones fotópicas y en visión lejana no existen diferencias significativas entre lentes monofocales y multifocales.

El distinto comportamiento entre los dos tipos de lentes evaluados, probablemente tenga que ver con el diseño óptico de cada lente, difractiva y refractiva respectivamente. Según muestran estos datos, podemos plantearnos que las lentes Mplus, con su óptica refractiva, proporcionan mejores valores de SC en condiciones escotópicas y de deslumbramiento para altas frecuencias, en comparación con la óptica difractiva que posee la lente FineVision.

Así, varios autores (Muñoz et al, 2011) mostraron que la lente Mplus afecta en menor medida la función de sensibilidad al contraste, si se compara con las lentes difractivas, ya que la mayor parte de luz que atraviesa la lente en la sección superior va dirigida a focalizar la imagen de lejos. Sin embargo, en el caso de la lente FineVision, al tener una superficie apodizada, se convierte en pupilo-dependiente, al modificar la cantidad de luz que llega a cada foco (Gatinel et al, 2011). Es decir, existe una distribución asimétrica de la energía, que dependerá del diámetro pupilar, asociada, además, a una pérdida de luz incidente por efectos difractivos, lo que puede repercutir en los valores de SC y por ello no apreciarse una mejora post cirugía.

Para el tercer grado de visión binocular, la estereopsis, comparando los resultados entre ambas lentes nos encontramos con diferencias estadísticamente significativas ($p=0.029$). Sin embargo, observamos una elevada variabilidad inter-sujetos, lo que puede enmascarar, en el análisis estadístico, las variaciones debidas al posible efecto de las lentes. Esto se pone de manifiesto cuando se comparan las lentes individualmente pre y post, ya que ahora no se encuentran diferencias estadísticamente significativas por lo que se refiere a la estereopsis.

Si bien se apunta que uno de los factores que pueden alterar la medición de la estereopsis es la borrosidad de la imagen retiniana asociada con la multifocalidad, algunos autores aseguran que no se encuentran diferencias en la estereoagudeza por el implante de dichas lentes (Ferrer-Blasco et al, 2011). Otros autores (Montès-Micó et al, 2003) concluyen que la reducción de sensibilidad al contraste derivada del emborronamiento producido por otras regiones de la lente, que da lugar a una imagen desenfocada, a su vez altera el valor de estereopsis. Dado que son muchos los

diseños actuales de lentes multifocales, obviamente dependiendo del diseño en cuestión, los resultados pueden variar.

El dispositivo OQAS nos ha permitido valorar las posibles diferencias entre lentes en cuanto a valores OSI, MTF, OQAS Value 100%, 20%, 9% y Strehl ratio. En ningún caso se han encontrado diferencias estadísticamente significativas, con lo que resumimos un valor de calidad óptica retiniana similar entre ambas lentes. Según datos obtenidos por el fabricante, los ojos sanos de sujetos jóvenes deben tener un valor OSI inferior a 1, mientras que un paciente con cataratas puede alcanzar valores de 4. En nuestro estudio, los valores medios de OSI post cirugía fueron similares a 1 en ambos grupos de IOL (1.333 y 1.071 para FineVision y Mplus, respectivamente), dando mejores resultados en el caso de las lentes Mplus (probablemente gracias al diseño de su óptica), si bien las diferencias no alcanzaron la significación estadística. Sin embargo, respecto a los valores MTF, los resultados muestran un mayor valor para lentes Mplus (32.63) que para lentes FineVision (27.138), contradiciendo los resultados obtenidos por otros autores, que aseguran un aumento en MTF en lentes difractivas en comparación con las lentes refractivas multifocales (Artigas et al, 2007; Maxwell et al, 2009).

Existen estudios que emplean el dispositivo OQAS para evaluar la calidad óptica tras cirugía de lente intraocular multifocal (Castillo et al, 2009; Gatinel et al, 2011). Algunos autores (Moreno et al, 2010) emplean este instrumento para analizar la potencia resultante final con los valores de PSF y MTF. En este sentido, se ha encontrado una correlación significativa entre la anchura de la PSF y la potencia de la LIO, resultando en que la calidad óptica empeora en lentes con elevada potencia. Por otro lado, se observa una correlación entre la sensibilidad al contraste y la anchura de la PSF. Sin embargo, la mayoría de estudios analizan el comportamiento de las LIOs multifocales en bancos ópticos, existiendo pocos estudios, por el momento, *in vivo*.

Es interesante anotar, asimismo, los hallazgos referentes a la relación significativa entre los fenómenos fóticos (halos y deslumbramientos) y los valores de calidad de imagen retiniana, obtenidos con el OQAS. No encontramos literatura previa documentando estos aspectos.

La aportación de resultados mediante el cuestionario de satisfacción visual es una medida adicional a los resultados refractivos y visuales. De esta manera se pueden contrastar los resultados objetivos con los subjetivos ya que, en algunas ocasiones, son dispares. La mejora en la satisfacción del paciente, así como la mejora en su calidad de vida tras el implante bilateral de lentes multifocales, es un tema de reciente y creciente interés (Cillino et al, 2008; Leyland et al, 2003; Pepose et al, 2007). En el presente trabajo, ningún paciente ha manifestado problemas severos para realizar actividades cotidianas relacionadas con visión lejana, intermedia o cerca, así como por fenómenos fóticos, siendo éstos leves o moderados. En recientes estudios realizados con lentes Mplus (Muñoz et al, 2011) se han encontrado resultados similares a los presentes, con un 15.6% de los pacientes refiriendo problemas moderados en la conducción nocturna, un 12.5% con moderados deslumbramientos, un 6.2% reportando quejas moderadas por halos y un 3.1% experimentando visión doble con la

lente Mplus. La presencia de fenómenos fóticos no se valoró de forma monocular, ya que todos los ítems del cuestionario se referían a visión binocular.

Desde hace más de 20 años se han desarrollado nuevas tecnologías en las ópticas de las lentes intraoculares multifocales. Tanto los diseños refractivos, difractivos o la combinación de ambos, así como las lentes acomodativas, se han empleado para corregir la presbicia y evitar el uso de gafas tras la cirugía de cataratas. Sin embargo, a pesar de obtener notables resultados en agudezas visuales para lejos, cerca y distancias intermedias, existe una disminución de sensibilidad al contraste y problemas fóticos como halos y *glare*, que reducen su uso generalizado (Kohnen, 2008). En nuestro estudio, la refracción postoperatoria así como los resultados visuales fueron buenos, pero con niveles de sensibilidad al contraste similares a los preoperatorios. Si bien los pacientes manifestaron distintos niveles de disconfort visual en condiciones escotópicas, como halos y *glare*, estas molestias no llegan a ser suficientemente elevadas como para contradecir la implantación de este tipo de lentes, dada su buena calidad visual.

Nos gustaría hacer constar, como limitación del estudio, la dificultad que ha supuesto obtener una muestra más amplia de población. Previamente al inicio del mismo se estimó un grupo superior de pacientes pero, a causa de la situación actual, su desarrollo posterior resultó extremadamente complejo. Al poco de iniciarse el estudio en el centro correspondiente (Instituto Oftalmológico Integral), dónde se encontraba parte del instrumental necesario (OQAS y CSV-1000E), se realizó un cambio en la plantilla de optometría en cuanto a horarios y destinos hacia otros centros del mismo grupo (Admira Visión), afectando así a mi estancia en el centro de referencia. La recogida de datos posteriores fue limitada por requerir constantes cambios con el personal, no siempre viables. Debido a esta situación, para evitar errores inter-examinador, se descartaron todos los pacientes a los que no les pude tomar personalmente las medidas, resultando en un número inferior del esperado inicialmente.

Del mismo modo, debemos decir que el implante de las lentes FineVision fue limitado a un reducido número de pacientes ya que ésta lente se había presentado en el congreso de Viena 2011 (ESCRS 2011 - XXIX *Congress of the European Society of Cataract and Refractive Surgeons*) y se creyó interesante ver cómo se comportaba. Sin embargo, por criterios médicos, fueron otras las lentes seleccionadas, además de las Mplus, para corregir la presbicia.

Por último, otra posible limitación en la realización del presente estudio fue el conocimiento, por parte del optometrista, del tipo de lente implantada, es decir, durante la recogida de datos postoperatorios (pero no preoperatorios) el optometrista sabía qué lente estaba evaluando. De esta manera no hablamos de un estudio enmascarado, el cual supondría mayor rigor científico.

7. CONCLUSIÓN

Tras la realización del presente trabajo y consiguiente análisis de los datos, se extraen las siguientes conclusiones:

1. Tanto las lentes refractivas como las difractivas empleadas en el estudio (Mplus y FineVision, respectivamente), muestran una independencia de gafas en todas las distancias, tras la cirugía de cataratas, sin presentar diferencias estadísticamente significativas entre ellas en ninguna de las distancias.

2. La pérdida de sensibilidad al contraste es un punto débil de las lentes intraoculares multifocales. En el presente trabajo no hay variaciones destacadas entre ambas lentes y sólo se aprecia una ligera mejoría con respecto a los valores preoperatorios, teniendo en cuenta que muchos pacientes presentaban un cierto grado de opacificación cristaliniiana. Por lo tanto, se puede concluir que estos diseños de lentes continúan adoleciendo de problemas en la SC, si bien deberían compararse con los valores obtenidos con lentes monofocales.

3. Otra causa a destacar en la insatisfacción visual tras el implante de lentes multifocales son los fenómenos fóticos como halos y *glare*. Estos fenómenos parecen tener una incidencia mayor en lentes multifocales que en lentes monofocales (Leyland et al, 2003). Sin embargo, los nuevos diseños evaluados en el presente estudio pretenden disminuir estos fenómenos gracias a su diseño apodizado en lentes difractivas, y a la distribución de la luz en dos sectores, mitad inferior para cerca y mitad superior para lejos, en el caso de las Mplus. Gracias al cuestionario de satisfacción visual, los pacientes han podido puntuar personalmente la percepción de los fenómenos fóticos. Tras el implante de las lentes Mplus y FineVision se ha hallado una mejor puntuación en la percepción de halos, deslumbramiento y dificultades en la conducción nocturna para las lentes Mplus. Por ello concluimos que siguen habiendo ciertas limitaciones en los diseños difractivos que provocan mayores efectos fóticos que los que puedan ocasionar los diseños refractivos.

4. Se ha comprobado una buena correlación entre los resultados de calidad retiniana del dispositivo OQAS y la valoración subjetiva de los pacientes, con una elevada sensibilidad para detectar fenómenos fóticos. Así, valores elevados de MTF y OQAS Values 100% pueden ser indicativos de la presencia de halos y deslumbramientos.

8. FUTUROS TRABAJOS

Una vez más hay que constatar que el reducido número de pacientes finalmente incluidos en el estudio, acompañado de una variabilidad elevada entre pacientes, puede resultar en un enmascaramiento de las diferencias reales entre lentes. De esta manera, las conclusiones extraídas del presente trabajo deben corroborarse con análisis que contengan una mayor muestra. Así, los resultados del estudio sugieren el interés en la realización de otros trabajos de mayor duración, junto con una muestra mayor. Igualmente, sería de gran interés comparar los resultados de estos diseños de lentes multifocales con lentes monofocales.

Por otro lado, hemos podido determinar una estrecha relación entre los valores del OQAS y la percepción de fenómenos fóticos. Sería interesante analizar de manera más detallada dicho efecto en un futuro estudio.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Alfonso JF, Fernández L, Puchades C, Montés-Micó R. Intermediate visual function with different multifocal intraocular lens models. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2010; 36: 733–739.

Alió JL, Schimchak P, Montés-Micó R, Galal A. Retinal image quality after microincision Intraocular Lens Implantation. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2005; 31:1557-1560.

Alió JL, Piñero DP, Plaza-Puche AB, Rodríguez MJ. Visual outcomes and optical performance of a monofocal intraocular lens and a new-generation multifocal intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2011; 37: 241-250.

Alió JL, Plaza-Puche AB, Javaloy J, Ayala MJ, Mreno LJ, Piñero DP. Comparison of a new refractive multifocal intraocular lens with an inferior segmental near add and a diffractive multifocal intraocular lens. *Journal of Ophthalmology*. 2012; 119: 555-563.

Anderson HA, Hentz G, Glasser A, Stuebing KK, Manny RE. Minus-lens-stimulated accommodative amplitude decreases sigmoidally with age: a study of objectively measured accommodative amplitudes from age 3. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2008; 49: 2919-2926.

Artigas JM, Menezo JL, Peris C, Felipe A, Díaz-Llopis M. Image quality with multifocal intraocular lenses and the effect of pupil size: comparison of refractive and hybrid refractive-diffractive designs. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2007; 33: 2111–2117.

Castillo A, Carmona D, Martínez JM, Palomino C, García J. Evaluation of image quality after implantation of 2 diffractive multifocal intraocular lens models. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2009; 35: 1244-1250.

Chiam PJT, Chan JH, Aggarwal RK, Kasaby S. ReSTOR intraocular lens implantation in cataract surgery: quality of vision. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2006; 32:1459-1463.

Cillino S, Casuccio A, Di Pace F, Morreale R, Pillitteri F, Cillino G, Lodato G. One-year outcomes with new-generation multifocal intraocular lenses. *Journal of Ophthalmology*. 2008; 115:1508-1516.

Cochener B, Fernández-Vega L, Alfonso JF, Maurel F, Meunier J, Berdeaux G. Spectacle independence and subjective satisfaction of ReSTOR multifocal intraocular lens after cataract or presbyopia surgery in two European countries. *Clinical Ophthalmology*. 2010; 4: 81–99.

Cochener B, Vryghem J, Rozot P, Lesieur G, Heireman S, Blanckaert J, Van Acker E, Ghekiere S. Visual and refractive outcomes after implantation of a fully diffractive trifocal lens. *Clinical Ophthalmology*. 2012; 6: 1421-1427.

Cui H, Hu R, Zhang Y, Lou D. Comparison of pseudophakic visual quality in spherical and aspherical intraocular lenses. *Canadian Journal of Ophthalmology*. 2009; 44: 274-278.

De Vries NE, Webers CA, Montés-Micó R, Ferrer-Blasco T, Nuijts R. Visual outcomes after cataract surgery with implantation of a +3.00 D or +4.00 D aspheric diffractive multifocal intraocular lens: comparative study. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2010; 36: 1316–1322.

Doane J, Randolph J. Accommodative Intraocular Lenses: Considerations on use function and design. *Journal Current Opinion in Ophthalmology*. 2007; 18: 318- 324.

Evans BJ. Monovision: a review. *Ophthalmic Physiological Optics*. 2007; 27: 417-439.

Ferrer-Blasco T, Madrid-Costa D, García-Lázaro S, Cerviño A, Montés-Micó R. Stereopsis in bilaterally multifocal pseudophakic patients. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*. 2011; 249: 245-251.

Gatinel D, Pagnouille C, Houbrechts Y, Gobin L. Design and qualification of a diffractive trifocal optical profile for intraocular lenses. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2011; 37: 2060-2067.

Ginsburg A.P. A new contrast sensitivity vision test chart. *American Journal of Optometry*. 1984; 61: 403-407.

Horn JD. Status of toric intraocular lenses. *Journal Current Opinion in Ophthalmology*. 2007; 18: 58-61.

Kohnen T, Nuijts R, Levy P, Haefliger E, Alfonso JF. Visual function after bilateral implantation of apodized diffractive aspheric multifocal intraocular lenses with a +3.0 D addition. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2009; 35: 2062-2069.

Leguire LE. Do letters charts measure contrast sensitivity. *Clinical Vision Sciences*. 1991; 6: 391-400.

Leyland M, Zinicola E. Multifocal versus monofocal intraocular lenses in cataract surgery: a systematic review. *Journal of Ophthalmology*. 2003; 110:1789-1798.

Maxwell WA, Lane SS, Zhou F. Performance of presbyopia-correcting intraocular lenses in distance optical bench tests. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2009; 35: 166–171.

McAlinden C, Moore JE. Multifocal intraocular lens with a surface-embedded near section: Short-term clinical outcomes. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2011; 37: 441-445.

Mesci C, Erbil HH, Olgun A, Aydin N, Candemir B, Akçakaya AA. Differences in contrast sensitivity between monofocal, multifocal and accommodating intraocular lenses: long-term results. *Clinical & Experimental Ophthalmology*. 2010; 38: 768-777.

Montés-Micó R, Alió JL. Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2003; 29: 703-711.

Moreno LJ, Piñero DP, Alió JL, Fimia A, Plaza AB. Double-pass system analysis of the visual outcomes and optical performance of an apodized diffractive multifocal intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2010; 36: 2048-2055.

Muñoz G, Albarrán C, Montés-Micó R, Rodríguez A, Alió JL. Spherical aberration and contrast sensitivity after cataract surgery with the Tecnis Z9000 intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2006; 32:1320–1327.

Muñoz G, Albarrán C, Ferrer T, Sakla HF, García S. Visual function after bilateral implantation of a new zonal refractive aspheric multifocal intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2011; 37: 2043–2052.

Muñoz M, Garzón N, Fernandez A. Corrección de la presbicia con lentes intraoculares multifocales. *Gaceta óptica*. 2009; 435: 36-42.

Ohtani S, Miyata K, Samejima T, Honbou M, Oshika T. Intraindividual comparison of aspherical and spherical intraocular lenses of same material and platform. *Journal of Ophthalmology*. 2009; 116: 896-901.

Paul L, Kaufman A. *Fisiología del ojo: aplicación clínica*. Ed. Elsevier España, 2003.

Pepin SM. Neuroadaptation of presbyopia-correcting intraocular lenses. *Journal Current Opinion in Ophthalmology*. 2008; 19: 10–12.

Pepose JS, Qazi MA, Davies J, Doane JF, Loden JC, Sivalingham V, Mahmoud AM. Visual performance of patients with bilateral vs combination Crystalens, Rezoom, and Restor intraocular lens implants. *American Journal of Ophthalmology*. 2007; 144: 347-357.

Pieh S, Weghaupt H, Skorpik C. Contrast sensitivity and glare disability with diffractive and refractive multifocal intraocular lenses. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 1998; 24: 659-662.

Pomerance G, Evans D. Test-Retest Reliability of the CSV-1000 Contrast Test and Its Relationship to Glaucoma Therapy. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 1994; 35: 3357-3361.

Poyales G. Lentes intraoculares multifocales: experiencia clínica. *Boletín de la Sociedad Oftalmológica de Madrid*. 2008; 48.

Puell MC, Palomo C, Sanchez C, Villena C. Normal values for photopic and mesopic letter contrast sensitivity. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2004; 20: 484-488.

Shpak AA, Maliugin BÉ, Fadeeva TV. The effect of yellow filter intraocular lens on the macula after cataract phacoemulsification in patients with age macular degeneration. *Vestnik Oftalmologii*. 2012; 128: 48-51.

Uthoff D, Gulati A, Hepper D, Holland D. Potentially accommodating 1CU intraocular lens: 1-year results in 553 eyes and literature review. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2007; 23: 159-171.

Vega F, Alba-Bueno F, Millán MS. Energy distribution between distance and near images in apodized diffractive multifocal intraocular lenses. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2011; 52: 5695-5701.

Vilaseca M, Padilla A, Pujol J, Ondategui JC, Artal P, Güell JL. Optical quality one month after Verisyse and Veriflex phakic IOL implantation and Zeiss MEL 80 LASIK for myopia from 5.00 to 16.50 Diopters. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2009; 25: 689-698.

Vilaseca M, Peris E, Pujol J, Borrás R, Arjona M. Intra- and intersession repeatability of a double-pass instrument. *Optometry and Vision Science*. 2010; 87: 675-681.

Voskresenskaya A. Initial Results of Trifocal Diffractive IOL Implantation. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*. 2010; 248: 1299-1306.

Zelichowska B, Rekas M, Stankiewicz A, Cerviño A, Montes-Mico R. Apodized diffractive versus refractive multifocal intraocular lenses: Optical and visual evaluation. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. 2008; 34:2036–2042.

10. COMUNICACIONES A CONGRESOS

Gran parte de los datos adquiridos en el presente trabajo fueron presentados por C.M.C en el 27º Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto Refractiva (SECOIR) que se celebró en Mayo de 2012 en el Palacio de Exposiciones y Congresos de Sevilla (FIBES), con el fin de aportar información en nuestra práctica clínica con lentes multifocales, especialmente las nuevas lentes trifocales.

http://www.physiol.eu/medias/upload/files/2012_05_SECOIR_Spain_Clinica_Corachan.pdf



Dr. Carlos Martín exponiendo los primeros resultados de la implantación de la Lente trifocal (FineVision PhysiOL).